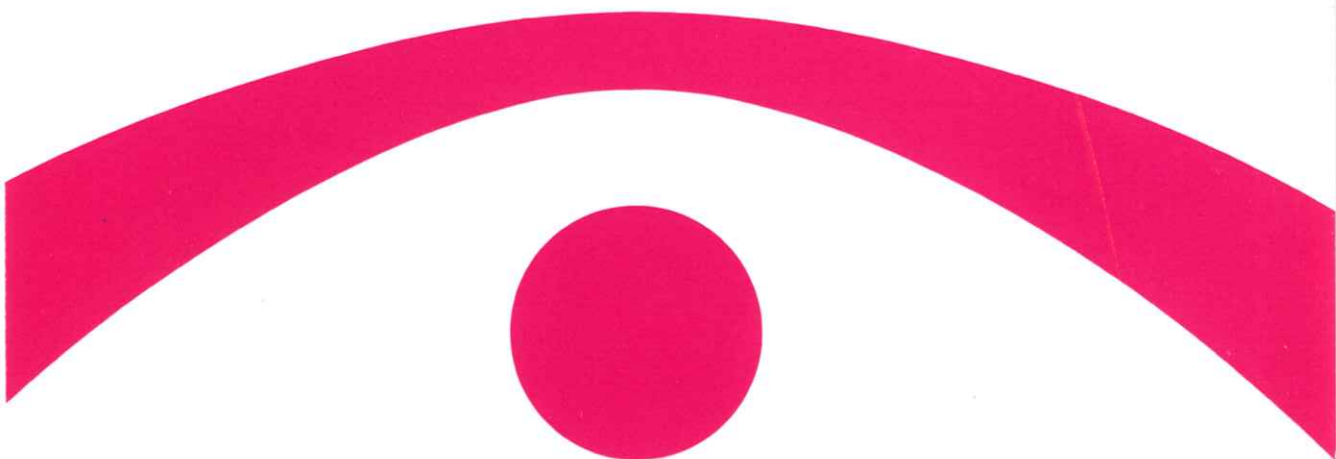


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻97号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 8 No. 1 January 1991



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

医用画像情報学会雑誌

第8巻1号 1991年1月

目 次

会 告

第99回研究会のご案内	会告	1
3先生御退官記念パーティー	会告	1
第100回研究会予定および演題伺い	会告	3
内田論文賞候補論文の公募	会告	3

特別講演資料

呼吸器核医学

— 喫煙と ^{123}I - IMP 肺内動態の関連 —

..... 柳澤 融	1
------------------	---

Diagnostic Soft Flash X-Ray Techniques

..... Eiichi SATO, Hiroshi ISOBE, Shingo KIMURA, Arimitsu SHIKODA, Kei TAKAHASHI, Hiromi SAITO, Katsuaki SASAKI, Takeshi AKITSU, Shoukou OIKAWA, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA, Shogo SUZUKI and Hiroshi SEINO	7
--	---

論 文

ノンスクリーンフィルムの粒状性におよぼす管電圧の影響

丹羽 克味, 広田 信哉, 山本 晃司, 大川 延也	18
----------------------------------	----

医用多値画像の圧縮	樋口 清伯	23
-----------------	-------------	----

会 報

研究会記事	29
理事会議事録 — 新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿	31

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 8 No. 1 January 1991

Contents

Invited Lecture

- Respiratory Nuclear medicine — Relationship between cigarette smoking
and intrapulmonary kinetics of I-123 IMP —
..... Toku YANAGISAWA 1

Diagnostic Soft Flash X-Ray Techniques

- Eiichi SATO, Hiroshi ISOBE, Shingo KIMURA, Arimitsu
SHIKODA, Kei TAKAHASHI, Hiromi SAITO, Katsuaki SASAKI,
Takeshi AKITSU, Shoukou OIKAWA, Yoshiharu TAMAKAWA,
Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Haruo OBARA, Yutaka
OHTA, Shogo SUZUKI and Hiroshi SEINO 7

Original Papers

- Influence of tube voltage on nonscreen x-ray film graininess
..... Katsumi NIWA, Shinya HIROTA, Kouji YAMAMOTO, Nobuya
OKAWA 18
- Compression Scheme for Medical Multi-valued images
..... Seihaku HIGUCHI 23

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 8 No. 1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Science
Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

会 告

第99回研究会のご案内

第99回研究会を下記のように開催します。奪ってご参加下さい。

日 時 平成3年2月9日(土) 10:30~16:30

場 所 電気通信大学 電子工学科会議室(西2号館513)

調布市調布ヶ丘1-5-1

特別講演 10:30~11:30

電磁界による生体計測 電気通信大 鈴木 務 教授

見 学 11:30~12:30

同上研究室

研究発表 13:30~16:30

発表演題は別紙を参照して下さい。

問合わせ先

電気通信大学 長谷川 伸 先生

TEL 0424-83-2161(内線3421)

3先生御退官記念パーティー

本学会の創設以来長年本会の運営に御尽力を頂いた下記3先生方の御退官記念パーティーを研究会終了後開催致します。多数御参加下さい。

佐々木常雄先生……………平成2年3月名古屋大学御退官

竹中 栄一先生……………平成3年3月防衛医大御退官

磯部 寛先生……………平成3年3月岩手医大御退官

日 時 平成3年2月9日(土) 17:00~19:00 頃

場 所 日本料理店 辰 巳

調布駅東口前 TEL 0424-85-5151

参 加 費 8,000円

申 込 2月5日〆切 ハガキまたはFAXをお願いします。

〒182 調布市調布ヶ丘1-5-1 電子工学科 長谷川宛

FAX 0424-84-6890(電子長谷川宛)

交通機関

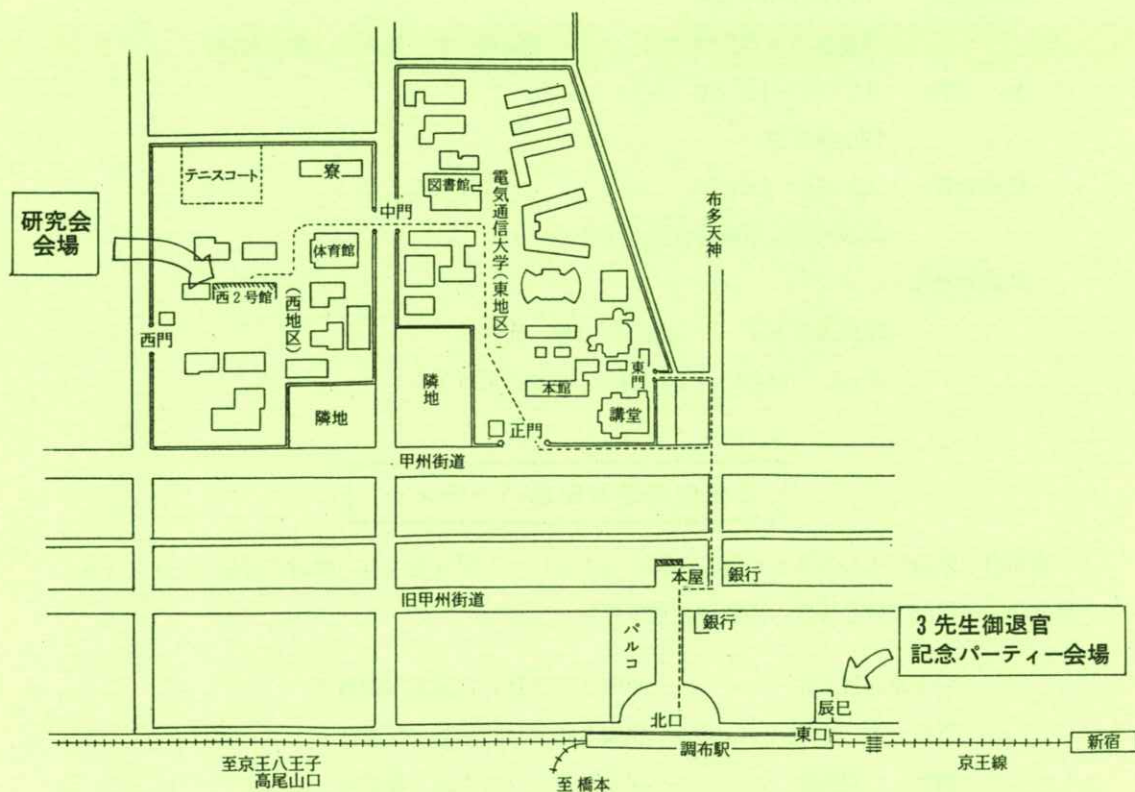
・電車

新宿駅（京王線）－ 特急 15 分，急行 20 分 － 調布駅（北口）－ 徒歩 7 分

－ 電通大正門，門から徒歩 5 分

新宿発 特急（八王子行） 毎時 00， 20， 40 分

急行（高尾山口） 毎時 08， 28， 48 分



第100回研究会演題伺い

第100回研究会を下記のように開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 平成3年6月8日(土)

場 所 京都工芸繊維大学

特別講演 内田会長が100回記念講演を行う予定。

見学会 金森研究室(予定)

演題申込締切 平成3年4月20日

申込先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学電子情報工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-791-3211(内584, 585)

FAX 075-711-9483(工繊大共通)

075-723-2853(学科共通)

(なるべく文書またはFAXをお願いします。)

——— 内田論文賞候補論文の公募について ———

昨年に引き続いて、本年は第6回の表彰を行います。下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

1. 対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol. 7. No.1～Vol. 7. No.3(3冊)に掲載された論文
2. 応募要領 下記の事項をB5版(縦長)に記入して、事務局宛にてお送り下さい。自薦でも他薦でも結構です。

内田論文賞の推薦について

1. 著者, 論文名, 巻, 号, 頁
2. 推薦理由 300字以内
3. 推薦者名 捺印

3. 選 考 選考委員会で行う。
4. 締 切 日 平成3年1月16日
5. 表 彰 平成3年6月8日の総会で行う。

平成2年度会費納入のお願い

平成2年度会費未納の方は、至急納入下さるようお願い致します。なお、送金には会誌7巻2号に同封しました郵便振替用紙，等をご利用下さい。郵便振替口座番号は京都1－32350 医用画像情報学会です。会費は年3,000円です。

呼吸器核医学 — 喫煙と ^{123}I -IMP 肺内動態の関連 —

柳 澤 融

岩手医科大学医学部 放射線科 〒020 岩手県盛岡市内丸19番1号

(1990年12月10日受理)

Respiratory Nuclear medicine — Relationship between cigarette smoking and intrapulmonary kinetics of I-123 IMP —

Toru YANAGISAWA

School of Medicine, Iwate University,

9-1 Uchimaru, Morioka 020

(Received December 10, 1990)

1. はじめに

呼吸器の主な機能はガス交換であるが、粘液線毛運動による異物排泄機能や種々の物質の代謝臓器としての役割も担っている。呼吸器核医学では、これらの機能の評価とともに、機能異常の原因となる疾患の早期発見や腫瘍性病変の質的診断を主な課題として取扱っている。すなわち、肺の核医学検査は単なる画像診断ではなく、むしろ肺の呼吸生理を主体とした画像診断と理解すべきである。

呼吸性肺機能の検索には、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAAなどの粒子や ^{133}Xe , $^{81\text{m}}\text{Kr}$ などの不活性放射性ガスが用いられ、非呼吸性肺機能の検索には、 ^{67}Ga -citrate, ^{123}I -IMP (N-isopropyl p-iodoam

phetamine), ^{11}C -methionine などが用いられている。

こゝでは、肺循環動態、腫瘍シンチグラフィについて略述し、 ^{123}I -IMP 肺シンチグラフィと喫煙との関係を検索した教室の成績の一部を紹介する。

2. 肺循環動態

肺循環動態の検査により、血流分布と肺動静脈圧に関する情報がえられる。

血流分布に関しては、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA 肺シンチグラフィがもっとも感度の高い検査法である。通常、被検者を仰臥位とし、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA 3 mCi

(111 MBq) を静注し、大口径シンチカメラ (低エネルギー汎用コリメータ装着) で撮像する。これは坐位で cephalization (上葉での血流増加による集積の増加を示す所見) の有無と程度を判別する為である。

肺動静脈シャントも毛細管・細動脈レベルでのシャントでは胸部単純X線写真やCT像では異常は認めないが、 ^{99m}Tc -MAA肺スキャンでは肺外集積として認められるので、この診断的価値は高い。

3. 肺気量、肺換気

この検査には、 ^{133}Xe 、 ^{81m}Kr ガスが一般に用いられるが、サイクロترون設備があれば ^{15}O 、 ^{13}N 、 ^{11}C などで標識した生理的ガスも使用できる。通常、被検者を仰臥位とし、 ^{133}Xe ガス 10 mCi (370 MBq) をボラス吸入し、最大呼吸位で15秒間の呼吸停止像、閉鎖回路で反復呼吸3～5分、ついで深呼吸停止15秒間撮像、解放系で洗い出し像を1分間隔で6分まで撮像し、この dynamic image を視覚的に診断する。また、この像と ^{99m}Tc -MAA肺血流スキャン像のデータとを電算処理し、肺の換気・血流ミスマッチのパターンから病態の推定を行うことができる。換気・血流ミスマッチは“高換気/血流域”と“低換気/血流域”に分けられる。前者は肺塞栓、大動脈炎症候群、肺門部肺癌、肺動静脈瘻など肺血流の欠損または血流障害が強い場合にみられ、後者は気管支喘息発作時など急性の換気障害のある場合にみられ、これは換気のない部分に血流が流れ酸素化が十分に行われずに短絡効果となること

を意味している。

4. 腫瘍、炎症

本検査には、 ^{67}Ga -citrate が常用され、最近 ^{201}Tl -chloride の有用性も見直されている。更に、 ^{11}C -methionine が腫瘍に集積するとの報告もみられるようになった。

我々の施設では、X線CT像と ^{67}Ga -SPECT像の複合画像診断を行っている^{1)～3)}。これはX線CT像をMTに収録し、核医学処理システムに入力し、これと on-line されているSPECT装置からの同一スライス面のSPECT像を、拡大率、像の回転、ずれの補正を行ってTV画像上に色彩別に1枚の重ね合せ複合画像を描画するようにしたものである。これにより、X線CTで主として体輪郭や各臓器と病変部の位置関係などの解剖図を、 ^{67}Ga -SPECT像で集積の有無、範囲、程度を同一スライスレベルでの情報を画面上に表示できるので、診断がより正確かつ容易となった。

5. 喫煙者の ^{123}I -IMP肺シンチグラフィ

IMPは活性アミンの一種で、臨床的には ^{123}I -IMPとして脳血流イメージングに利用されている。ところが、IMPは肺で大部分が代謝を受けることから、 ^{123}I -IMP肺シンチグラフィにより、他の画像情報では得られない細胞レベルでの障害を評価でき、実際に肺炎や間質性病変の病態解析に応用されている。

すなわち、静注されたIMPは肺毛細血管内皮細胞のアミンレセプタに結合するといわれ、内皮

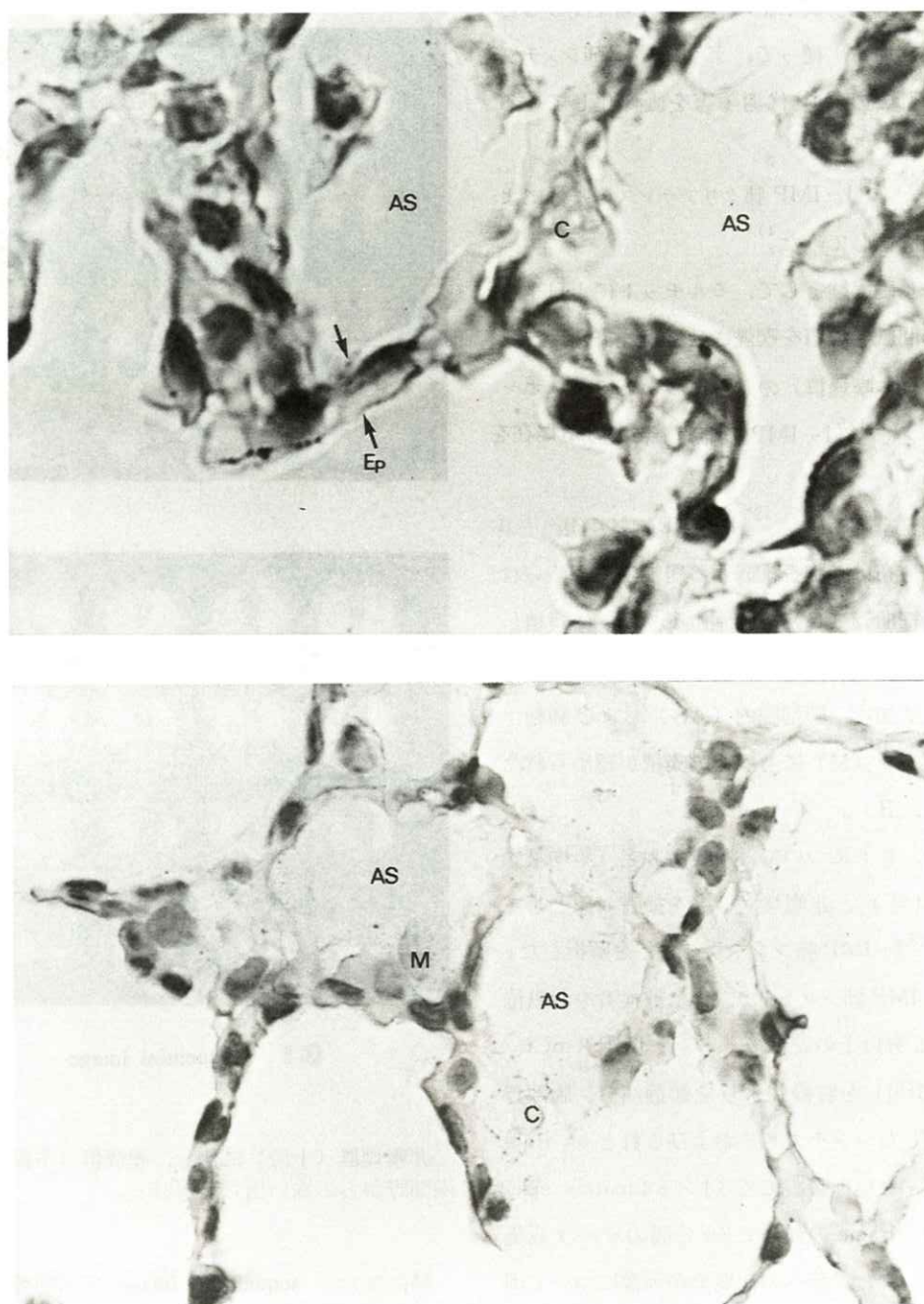


図1 モルモット肺組織像

^{125}I -IMPを示す銀粒子の分布は非喫煙肺（上段A）では肺胞上皮（Ep），肺毛細血管（C）を含めた肺胞隔にのみみられるが，喫煙肺（下段B）では更に肺胞腔（AS）および肺胞マクロファージ（M）にも集積を認める。

細胞さらに肺胞上皮細胞において代謝を受けると考えられている。従って、 ^{123}I -IMP 肺シンチグラフィは肺での IMP 代謝障害を画像化しているともいえる。

そこで、 ^{123}I -IMP 肺クリアランスの喫煙による影響を評価してみた。⁴⁾

まず、基礎実験として、モルモットに1日1本連日7日間紙巻煙草を喫煙させ（喫煙群）、これと対照群（非喫煙群）の二群についてマイクロオートグラフィで ^{125}I -IMP の肺組織における局在を比較した。

非喫煙正常肺では、 ^{125}I -IMP に基く銀粒子の肺内集積分布は肺胞を構成する組織内に認められ主に肺毛細血管（C）、肺胞上皮（Ep）に集積している。これに対し、喫煙肺では、肺毛細血管、肺胞上皮に加え、肺胞腔内（AS）および肺泡マクロファージ（M）にも多くの集積が認められた（図1 A, B）。

次いで、ヒトについて、喫煙者9名（平均喫煙期間13.1年）と非喫煙者5名を検査対象として、両群の ^{123}I -IMP 肺シンチグラフィを解析した。

^{123}I -IMP 肺シンチグラフィは被検者を背臥位にして15分以上の安静後、 ^{123}I -IMP 3 mCi

（111 MBq）を肘静脈より急速静注し、胸部背面に設置したシンチカメラおよびこれと on line されたデータ処理装置にて 64×64 matrix size で1分間1 frame の割合で60分間のデータ収集を行った。また、肺への初期分布画像について両肺野全体の関心領域（ROI）を設定し ^{123}I -IMP の肺洗い出し曲線を得た。

静注1分後の初期分布像は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA の肺内分布に類似し、肺血流分布を反映していた。

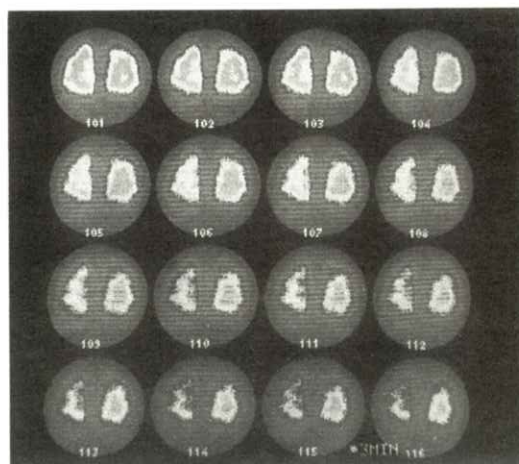
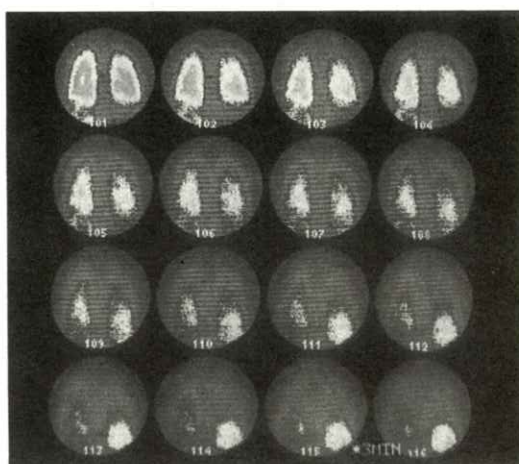


図2 Sequential image

非喫煙群（上段）に比し、喫煙群（下段）では両肺野からの洗い出しが遅れる。

肺における sequential image は非喫煙者では速かな洗い出しを示したのに対し、特発性間質性肺炎患者（IIP）や喫煙者では両側肺野からの洗い出しの遅延を認めた（図2）。

肺と脳にROIを設定し、時間放射能曲線をと

ってみると、喫煙者では肺からの洗い出し時間の遅れと脳への集積低下がみられ、30分後における肺/脳集積比は喫煙者は4.8で、非喫煙者の1.6に比し高値を示していた。

また、肺と肝における時間放射能曲線および sequential image でみても、喫煙者と IIP 患者では肺からの洗い出し遅延と肝への集積低下がみられ、肺/肝集積比も高値を示していた。

非喫煙者、喫煙者、IIP患者のそれぞれの肺における時間放射能曲線を同一座標上にて比較すると、非喫煙者では速かな洗い出しがみられるのに対し、喫煙者および IIP 患者では明かに洗い出しが遅延していた(図3)。

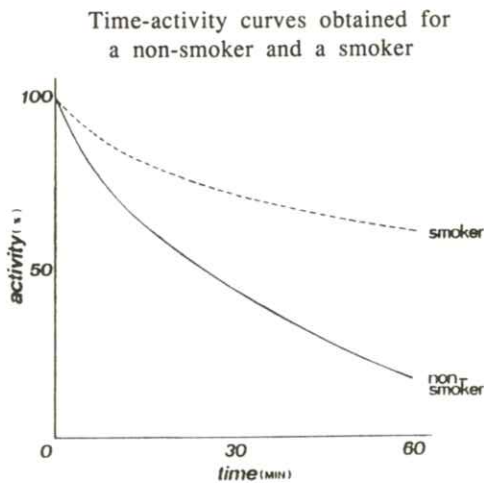


図 3

次に、 ^{123}I -IMP 肺クリアランスの時間放射能曲線を解析した。ROI を両側全肺野にとり、ROI 内の総カウント数の総カウント数の時間放射能曲線を

$$C(t) = A_1 e^{-k_1 t} + A_2 e^{-k_2 t}$$

からなる 2 コンパートメントモデルの式に近似させ、5 分までの fast image と 10 分以後の slow phase に分け、各 phase における洗い出し率を k_1 , k_2 (ℓ/min) として定量化した。

fast phase の肺洗い出し率 k_1 は非喫煙群と喫煙群との間に有意差は認められなかったが、slow phase の肺洗い出し率 k_2 については両群間に有意差を認めた(図4)。

The comparison of k_1 and k_2 between smokers and non-smokers

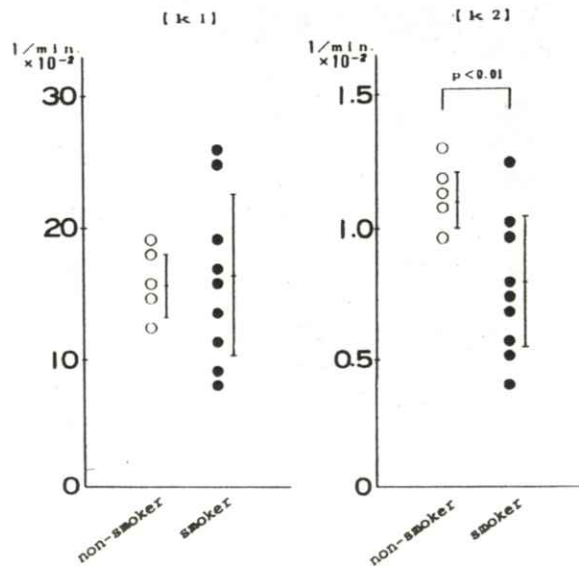


図 4

functional image として、各 pixel 毎に k_1 , k_2 および A_1 , A_2 の値を求め、それぞれをカラースケールで表わし、肺野における分布を観察すると、非喫煙者の A_1 , A_2 , k_1 , k_2 の分布は両側肺野共に均一であったが、喫煙者では A_1 , A_2 , k_1 , k_2 が何れも不均一な分布を示していた(図5)。

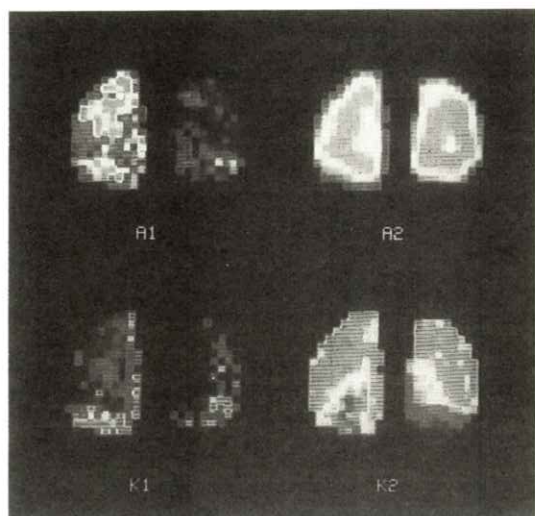
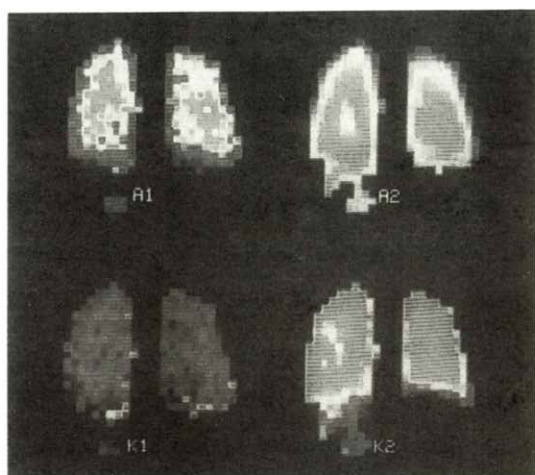


図5 Functional image

非喫煙群（上段）に比して喫煙群（下段）では A_1 、 A_2 、 k_1 、 k_2 とともに両肺はびまん性に不均一分布を呈している。

また、1日の喫煙本数と k_1 、 k_2 の間にはそれぞれ $r = -0.70$ ($P < 0.01$)、 -0.81 ($P < 0.01$) と良好な負の相関がみられた。

このことから、喫煙者においては slow phase での肺からの洗い出しが有意に遅延すること、

fast phase と slow phase の各時期の洗い出し率と1日の喫煙本数とは負の相関にあることが明らかになった。

以上、 ^{123}I -IMP 肺クリアランスにより、喫煙による肺障害を非侵襲的に早期に把握できる可能性が示唆された。

6. む す び

核医学、特に呼吸器核医学では functional image による研究が重要であり、呼吸生理機能に相応した解析法の開発の発展を期待したい。

7. 文 献

- 1) 高橋恒男：SPECT 像とX線CT像の複合画像の臨床的有用性について、岩手医誌 **37** 965～968 (1985)
- 2) 高橋恒男，児島陽一，中里龍彦，吉岡邦浩，柳澤 融，石田 薫，石田茂登男，森 昌造，：悪性腫瘍例における $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Rhenium Colloid Lymphoscintigraphy の臨床的評価－SPECT・X-CT 複合画像診断法－，リンパ学 **10** 111～115 (1987)
- 3) 吉岡邦浩，高橋恒男：がん転移像に関する複合画像法，Medical Way **5** 16～17 (1988)
- 4) 加藤邦彦，高橋恒男： ^{123}I -IMP 肺クリアランスの喫煙による影響，核医学 **27** 1093～1097 (1990)

Diagnostic Soft Flash X-Ray Techniques

Eiichi SATO*, Hiroshi ISOBE*, Shingo KIMURA*,
Arimitsu SHIKODA*, Kei TAKAHASHI**, Hiromi SAITO**, Katsuaki SASAKI**,
Takeshi AKITSU**, Shoukou OIKAWA**, Yoshiharu TAMAKAWA**,
Toru YANAGISAWA**, Hiroyasu ARIMA***, Haruo OBARA***,
Yutaka OHTA***, Shogo SUZUKI*** and Hiroshi SEINO***

*School of General Education, Iwate Medical University, 3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

**School of Medicine, Iwate Medical University, 19-1 Uchimaru, Morioka 020, Japan

***School of Medicine, Tohoku University, 1-1 Seiryō-cho, Sendai 980, Japan

(Received September 29, 1990, in final form November 14, 1990)

The diagnostic soft flash x-ray generators and their applications to high-speed radiography are described. Each flash x-ray generator consisted of the following essential components: a high-voltage power supply, a high-voltage pulser, a high-speed impulse switching system, and an x-ray tube. The flash x-ray generators may be used for peak tube voltages of 40 to 150kV and the peak currents of less than 50kA. The exposure times were less than 50 μ s, and the x-ray qualities were primarily determined by the peak voltages of the x-ray tube. The repetitive rate was determined by the capacity of the main discharge condenser, the charged voltage, and the current capacity of the high-voltage power supply; its value was less than 50Hz. But, when a flash x-ray generator with an energy storage condenser was employed, the repetitive rate can be increased up to 100Hz. Various kinds of high-speed radiography, e.g., the delayed radiography and the stroboscopic radiography, could be performed by controlling the following radiographic conditions: the x-ray intensity, the x-ray quality, the exposure time, the delay time, and the repetitive rate.

1. Introduction

After flash x-rays were first discovered on the late 1930s during the experiments using high-voltage mercury rectifier tubes,¹⁾ several different kinds of flash x-ray generators have been developed by numerous investigators in order to analyze the high-speed motions e.g., ballistic events and crash injuries.¹⁻⁴⁾

In the application of the single flash x-ray generator⁵⁻⁸⁾ to soft radiography, the following control functions for the radiographic conditions are required: (a) the x-ray intensity, (b) the x-ray quality as an average spectrum distribution, (c) the effective focal spot size, and (d) the delay time. Recently, since many kinds of repetitive flash x-ray generators⁹⁻¹²⁾ with photon energies of less than 150keV have been developed in order to take radiographs of soft tissues, including biomedical objects. Therefore, it becomes that we can apply the flash x-rays to high-speed stroboscopic radiography and multiple exposure radiography by controlling the repetitive rate and the x-ray intensity rate.

For this research, in order to employ more effectively these flash x-ray generators in soft radiography, we have reported several types of flash x-ray generators designed by the authors and their applications using radiographic characteristics.

2. High-Voltage Transmission Line

The circuit diagrams of typical high-voltage transmission lines used for soft radiography with photon energies of less than 150keV are shown in **Fig. 1**. Compared to many kinds of existing transmission lines, the lines described in this paper are selected so that we can design the flash x-ray generators easier. **Figs. 1 (a)-(c)** show the electric circuits for driving the x-ray tubes of the diode type. The circuit **(a)** is the simplest type and could produce the peak tube voltage equivalent to the condenser charged voltage. The condenser was charged by a power supply, and the electric charges in the condenser were discharged by closing the gas gap switch. A modified Blumlein circuit for producing an impulse voltage with a rise time control function is shown in **(b)**. This high-voltage pulser could produce about 1.5 times the charged voltage, and the rise time can be controlled by regulating the coil inductance in the pulser. **(c)** is a circuit of a modified two-stage Marx pulser utilizing two ready-made ceramic condensers, and this pulser could produce 1.6-1.9 times the charged voltage.

Figs. 1(d) and **(e)** show the transmission lines for the triode and tetrode, respectively. Since these are the simplest types without gas gap switch, it is easy to drive and to construct the flash x-ray generator. For the triode transmission line, the condenser was charged from 40 to 100kV, and the electric charges in the condenser were dis-

charged to the triode when a trigger spark is generated between the cathode and trigger electrodes. In order to regulate the main discharge for producing flash x-rays, a tetrode with a grid electrode was employed [see (e)].

In order to generate repetitive flash x-rays, a high-voltage pulser in conjunction with a repetitive triggering device are necessary. In addition, when plural high-voltage pulsers for the diode in conjunction with a high-power gas diode are employed, high-intensity repetitive flash x-rays with variable photon energies with minimum time intervals of 100 μ s can be produced.

3. Electrode Configuration

The electrode configurations are important, since the radiographic characteristics largely varied according to conversion method for the electron beams form a cold cathode into flash x-rays. Fig. 2 shows six electrode configurations for the diode, the triode, and the tetrode. For the diode, there are three electrode configurations [see Fig. 2(a)-(c)]. When a needle-ring gap (a)⁶⁻⁸⁾ is employed, it is easy to obtain high-intensity x-rays with wide energy latitudes. In contrast, as the anode-cathode (A-C) space is made shorter by using a needle-needle gap (b),⁵⁾ comparatively small focal spots and flash x-rays with narrow energy latitudes are easily obtained. In

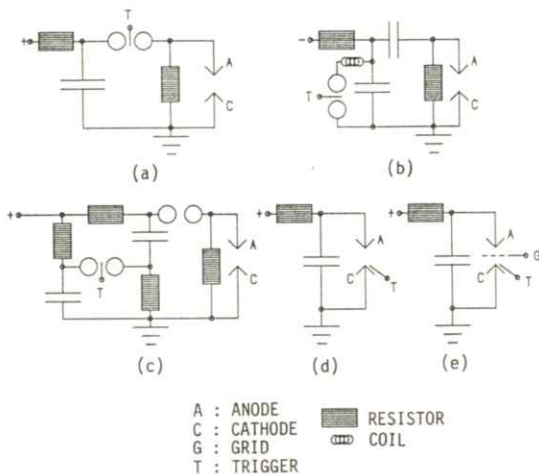


Fig. 1 Various types of high-voltage pulser with output voltages of less than 150kV: (a) standard pulser for diode; (b) modified Blumlein pulser for diode; (c) two-stage Marx pulser for diode; (d) standard transmission line for triode; and (e) standard transmission line for tetrode.

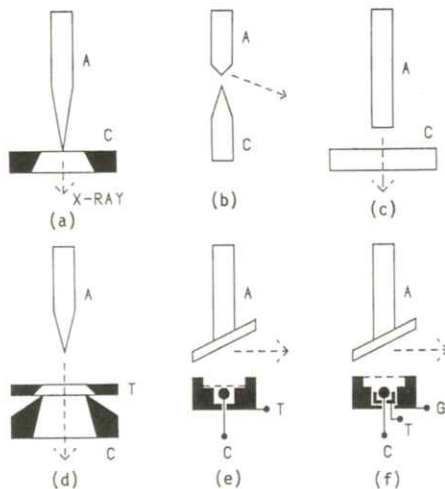


Fig. 2 Electrode configurations for the flash x-ray tubes; (a) ring-needle diode; (b) needle-needle diode; (c) disk-needle diode; (d) standard triode; (e) triode with a focusing electrode; and (f) tetrode with a focusing electrode and a grid.

order to make a radiation space with a uniform x-ray intensity, a needle-plane gap (c)¹²⁾ is quite useful.

For the flash x-ray tube of the triode type, an electrode configuration (d)¹¹⁾ is popular. But, a configuration (e) with a focusing electrode can be applied to a rotating type flash x-ray tube with a cold cathode. Finally, in order to regulate the main discharge for generating flash x-rays, an x-ray tube with a grid electrode (f) is required.

4. Recent Flash X-Ray Tubes

Since popular flash x-ray generators produced the tube current of more than 1kA, the demountable x-ray tubes were usually employed. But, in order to construct a compact flash x-ray generator and to apply to a wide variety of biomedical radiography, the enclosed types of x-ray tubes are quite useful.

Fig. 3 shows two types of enclosed flash x-ray tubes designed by the authors. Major parts of the diode consisted of the followings [see Fig. 3 (a)]¹⁴⁾: a rod-shaped anode tip made of tungsten with a diameter of less than 3.0mm, a ring-shaped graphite cathode with a hole diameter of 6.0mm, a spattering shield made of stainless steel, and an x-ray window made of beryllium. Next, the triode consisted of the following devices: an anode rod made of copper, a plane target made of tungsten, a rod-shaped cathode made of graphite, a trigger electrode made from tungsten wires, and a focus-

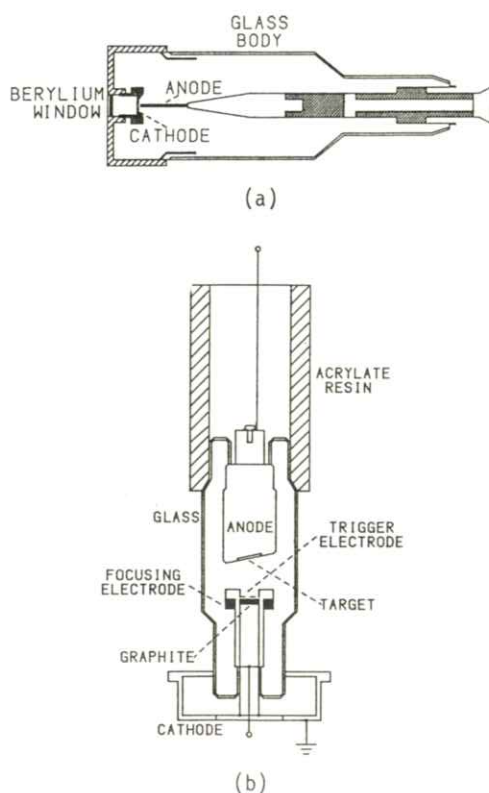


Fig. 3 Two types of glass-enclosed type flash x-ray tubes; (a) ring-needle diode; (b) triode with a focusing electrode.

ing electrode made of iron. When a trigger impulse was input to the trigger electrode, the cathode produces electron beams, and the beams are converged to the anode electrode by a focusing electrode.

5. Flash X-Ray Generators and their Applications

While we designed many types of flash x-ray generators, these generators are classified to five types of generators as follows.

5.1 High-intensity single flash x-ray generator

The high-intensity single flash x-ray generators⁵⁻⁸⁾ employed the simplest type of the high-voltage transmission line [cf. Fig. 1(a)] utilizing two types of diodes [cf. Fig. 2(a) and (b)]. They employed large capacity condensers of 0.1-0.2 μ F, and the condensers were charged from 40 to 120kV. For these generator with high vacuum diodes, since a large quantity of plasma x-rays are generated by the high tube currents of more than 10kA, the x-ray intensities had quite larger values. But, the effective intensities for performing radiography are less than 5 μ C/kg at 1.0m per pulse. When a low vacuum diode exhausted by a mechanical booster pump is employed, the plasma x-rays could not be observed. The pulse widths of the flash x-rays varied according to several factors, and their values were less than 300ns.

Fig. 4 shows a radiograph of a human head obtained by using a ring cathode diode with a condenser charged voltage (V_c) of 90kV, a distance between the imaging plate and the x-ray focus (I-F distance) of 1.0m, and an aluminum filter thickness of 0.5mm. This image is equivalent to one obtained by a conventional x-ray generator. When a timing switch was employed, the delayed radiography could be performed.

By using this x-ray tube, since the flash x-rays with wide energy latitudes were obtained, one shot dual-energy subtraction radiography using a thin copper foil could be easily obtained. Fig. 5

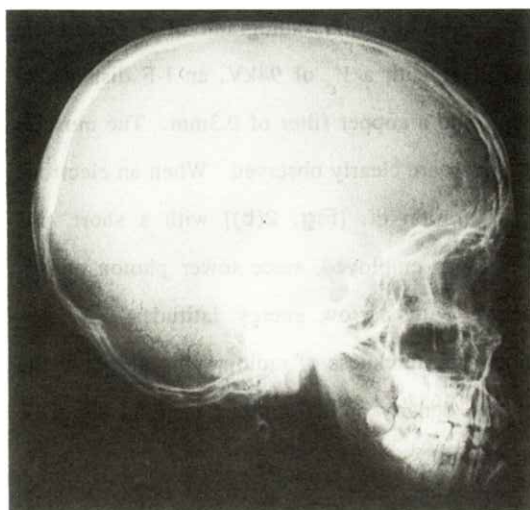


Fig. 4 Radiograph of a human head achieved with a high-intensity single flash x-ray generator in conjunction with a ring cathode flash x-ray tube with a V_c of 90kV, an I-F distance of 1.0m, and an aluminum filter thickness of 0.5mm.

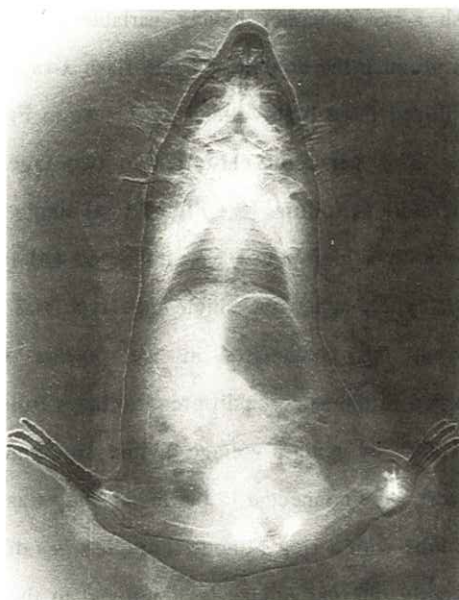


Fig. 5 One shot dual energy subtraction image of a guinea pig (dorsal less) achieved with a high-intensity flash x-ray generator as in Fig. 4 with a V_c of 94kV, an I-F distance of 1.0m, and a copper filter of 0.3mm.

shows a subtraction radiograph of a guinea pig (muscles) with a V_c of 94kV, an I-F distance of 1.0m, and a copper filter of 0.3mm. The muscles and hairs are clearly observed. When an electrode configuration cf. [Fig. 2(b)] with a short A-C space was employed, since lower photon energy spectra with narrow energy latitudes were obtained, the thickness of radiographic object or the relative density of the contrast medium could be calculated.

5.2 Triple exposure type of high-intensity flash x-ray generator having variable spectra

The triple exposure type of high-intensity flash x-ray generator having variable spectra¹⁵⁾ can produce the double or triple flash x-rays and employed three high-voltage pulsers as in Fig. 1 (a). This generator classified to two types of generators as follows [see Fig. 6]: (a) single tube type with a high-power gas diode and (b) triple tubes type. When the single tube type was employed, the condensers in the pulsers were charged to the same or different voltages from 40 to 100kV by using a voltage divider unit, and the pulsers were connected to the metal body flash x-ray tube with a ring cathode through a gas diode. Recently, the gas diode was improved to the gas triode with a spark electrode. In contrast, when triple tubes are desired, the pulsers were connected directly to the tubes without a diode. For the experimental results, the pulse widths were

less than 100ns, and the effective x-ray intensities for performing radiography were less than 2.0 $\mu\text{C/kg}$ at 1.0m per pulse.

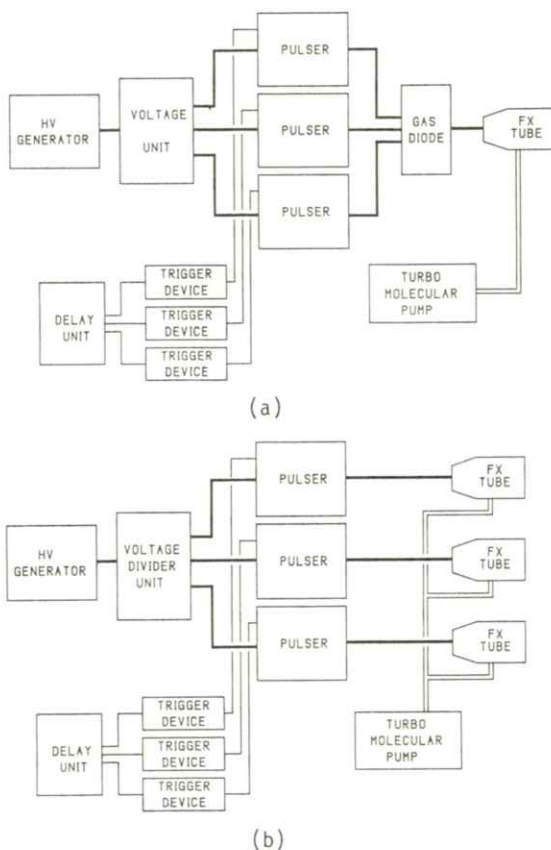


Fig. 6 The block diagrams of two types of triple flash x-ray generator having variable spectra: (a) single tube type and (b) triple tubes type.

Fig. 7 shows a double exposure image of a breaking glass pipe with the same V_c of 70kV, an I-F distance of 1.0m, and a time interval between two frames of 5.0ms. A strait glass pipe before breaking and glass pieces after breaking are clearly visible.

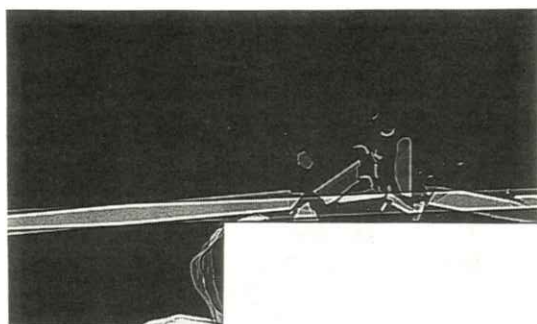


Fig. 7 Double exposure image of a breaking glass pipe achieved with a single tube type of double flash x-ray generator with the same V_c of 70kV, an I-F distance of 1.0m, and a time interval between two frames of 5.0ms.

5.3 Microsecond flash x-ray generator

The microsecond flash x-ray generator¹⁶⁾ generally employed a transmission line for the tetrode [cf. **Fig. 1(e)**]. This flash x-ray tube consisted of the following major devices: a long anode tip made of tungsten with a diameter of less than 3.0mm, a rod-shaped graphite cathode, a trigger electrode, and a ring-shaped grid electrode. The grid electrode was connected to the cathode electrode through a resistor. Since the A-C space was more than 50mm, the discharge impedance was a larger value. The peak tube current was decreased by a grid. The exposure time was less than 50 μ s, and the repetitive rate was less than 50Hz. The flash x-ray intensity largely varied according to changes in the condenser charged voltage and the capacity. When a small capacity of 0.01 μ F was employed, the x-ray intensity was less than 2.0 μ C/kg at 1.0m per pulse.

Fig. 8 shows the multiple exposure images of a flying sparrow with a V_c of 60kV, an I-F distance of 1.5m, and repetitive rate of 20Hz. The movements of a sparrow are observed. But, the image contrast was not good due to the multiple exposure of x-rays.

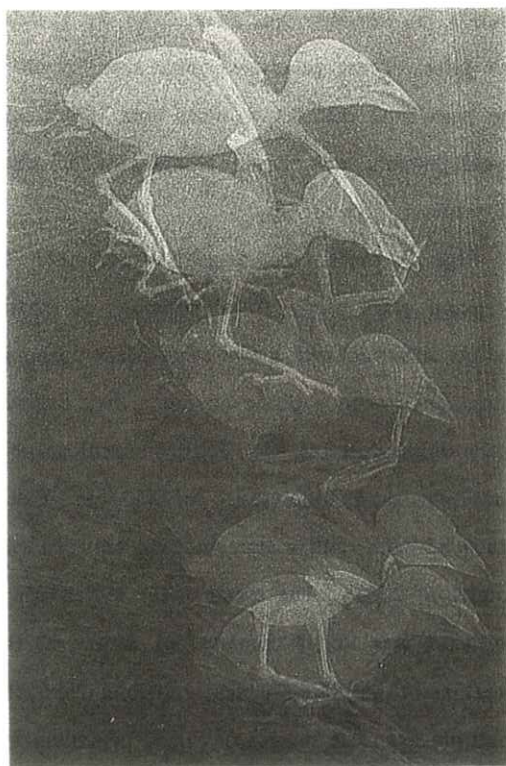


Fig. 8 Multiple exposure images of a flying sparrow by a high-intensity microsecond flash x-ray generator with a V_c of 60kV, an I-F distance of 1.5m, and a repetitive rate of 20Hz.

5.4 Repetitive flash x-ray generators with compact dimensions

The compact flash x-ray generators of repetitive types^{11,12)} employed high-voltage pulsers of a modified Blumlein [cf. **Fig. 1(b)**] or a modified Marx [cf. **Fig. 1(c)**] types with condenser capacities during discharge of less than 1000pF. The pulse widths were less than 100ns, and the maximum x-ray intensity was about $2.0\mu\text{C/kg}$ at 0.5m per pulse. These generators could easily produce the peak tube voltages of more than 100kV and could perform soft tissue radiography including biomedical radiography.

Fig. 9 shows the delayed radiographs of breaking glass plates from collisions of plastic bullets achieved with a two-stage Marx pulser in conjunction with a diode having a disk cathode made of graphite [cf. **Fig. 2(c)**]; the radiographic conditions are as follows: a V_c of 60kV, an I-F distance of 0.5m, and a time interval between two frames of 200 μs . The speed of the bullet before collision was about 65m/s; four stages in the breaking of the glass are clearly visible. Next, the multiple exposure images of a lead pendulum are shown in **Fig. 10**. These were achieved with a Blumlein pulser having a disk-cathode flash x-ray tube; the radiographic conditions are as follows: a V_c of 70kV, an I-F distance of 0.5m, and a repetitive rate of 10Hz. The accelerating movements of a pendulum are observed.

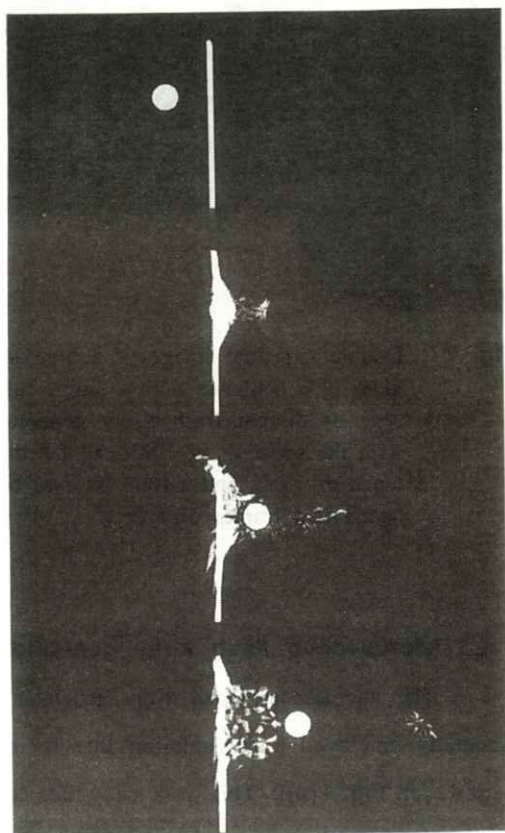


Fig. 9 Delayed radiographs of breaking glass plates from collisions of plastic bullets by a compact flash x-ray generator utilizing a two-stage Marx pulser and a disk cathode flash x-ray tube; the radiographic conditions are as follows: a V_c of 60kV, an I-F distance of 0.5m, and a time interval between two frames of 0.2ms.

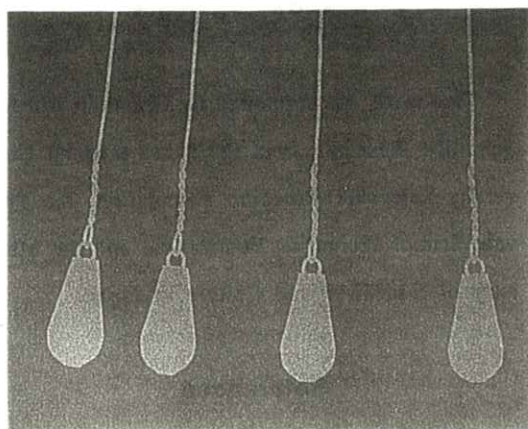


Fig. 10 Multiple exposure images of a lead pendulum achieved with a flash x-ray generator utilizing a Blumlein pulser and a disk-cathode x-ray tube with a V_c of 70kV, an I-F distance of 0.5m, and a repetitive rate of 10Hz.

5.5 Low-noise flash x-ray generator for medical x-ray television system

The low-noise flash x-ray generators^{9,17)} utilized a simple transmission line [cf. **Fig. 1(d)**] and a triode [cf. **Fig. 2(d)**]. Since the discharge impedances between the anode and cathode electrodes had larger values compared to those obtained by using diodes, the tube voltages did not display the damped oscillations. Thus, the change rates of the tube currents dJ/dt were quite small. The pulse widths of the flash x-rays were about 2 μ s, and the effective x-ray intensities for radiography were less than 1 μ C/kg at 0.5m per pulse. The x-ray quality became hard according to increases in the condenser charged voltage, and the repetitive rate was less than 50Hz.

Fig. 11 shows a trial experiment concerning

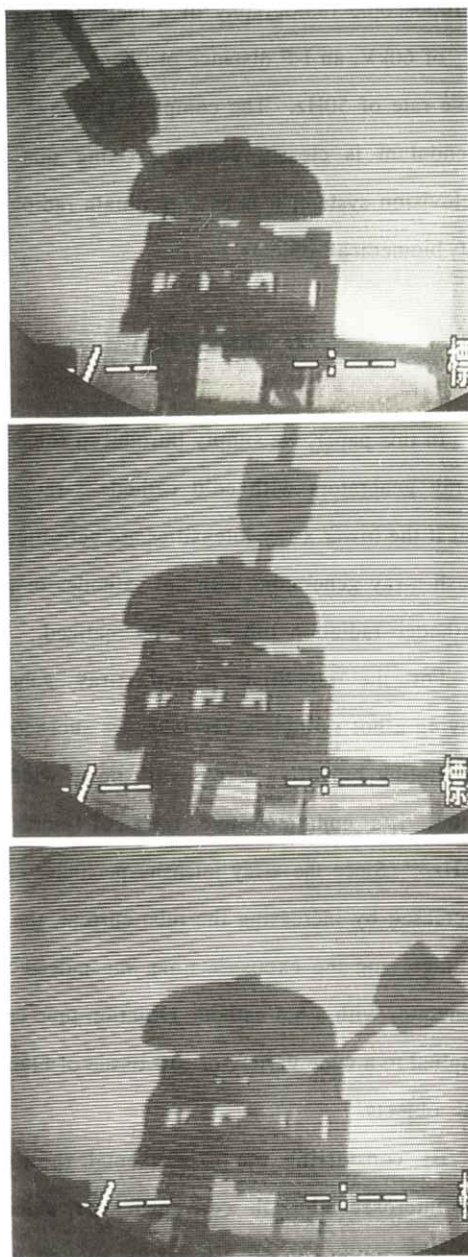


Fig. 11 Stroboscopic radiography of a metro-nome by a high-speed television system in conjunction with a low-noise flash x-ray generator having a triode; the radiographic conditions are as follows: a V_c of 60kV, a distance between the x-ray focus and the intensifier of 0.5m, and a repetitive rate of 10Hz.

stroboscopic radiography of a metronome with a V_c of 60kV, an I-F distance of 0.5m, and a repetitive rate of 50Hz. The complete stoppage of the pendulum is clearly visible. Using this x-ray television system, it is easy to obtain radiographs of biomedical objects.

7. Discussion

In this paper, we simply introduced some flash x-ray generators with cold cathode x-ray tubes, but if the lower x-ray intensities are permitted, the flash x-ray generators with hot cathodes or photo cathodes radiation tubes can be realized.

For the repetitive pulsed x-ray generator having a hot cathode x-ray tube, we succeeded in generating repetitive x-rays with pulse widths of about 1 μ s and repetitive rates of more than 1kHz.¹⁸⁾ Since the x-ray intensity per pulse can be increased by increasing the tube current, the tube voltage, and the exposure time, the pulsed x-ray generator with a hot cathode radiation tube can be applied to a wide variety of soft tissue of biomedical objects.

By considering the experimental results for the microsecond flash x-ray generator, since the rotating anode can be effectively applied to the cold cathode x-ray tube, the high-intensity flash x-ray generator with a repetitive rate of less than 100Hz may be realized by using a technique for cutting the wave tail of the tube voltage.

Acknowledgments

This work was supported by Grants-in Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation, and the Ministry of Education and Culture in Japan.

References

- 1) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 2) C.S. Wong and S. Lee: Rev. Sci. Instrum. **55** 1125 (1984)
- 3) Y. Kato and S. H. Be: Appl. Phys. Lett. **48** 686 (1986)
- 4) F. Davanloo, T.S. Bowen and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **58** 2103 (1987)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, et al: Jpn. Radiol. Phys. **7** 7 (1987)
- 7) H. Isobe, E. Sato, S. Oikawa, et al: Information Display Journal **28** 329 (1987)
- 8) H. Isobe, E. Sato, A. Shikoda, et al: Jpn. J. MII **7** 109 (1990)
- 9) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: Proc. 9th Int. Display Research Conf., Kyoto 662 (1989)
- 10) H. Isobe, E. Sato, S. Kimura, et al: Soc Photoopt. Instrum. eng. **1155** 261 (1989)

- 11) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: Soc Photoopt. Instrum. Eng. **1155** 269(1989)
- 12) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: Rev. Sci. Instrum. **61** 2343 (1990)
- 13) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al: Jpn. J. MII **6** 113 (1989)
- 14) H. Isobe, E. Sato, Y. Tamakawa, et al: Soc Photoopt Instrum. Eng. (1990) to be published.
- 15) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al: Jpn. J. MII **6** 19 (1989)
- 16) E. Sato, H. Isobe, K. Takahashi, et al: Proc. 15th ICO-SAT, Garmisch-Partenkirchen (1990) to be published.
- 17) E. Sato, H. Isobe, K. Takahashi, et al: Soc Photoopt. Instrum. Eng. (1990) to be published.
- 18) E. Sato, A. Shikoda, H. Isobe, et al: Soc Photoopt. Instrum. Eng. (1990) to be published.

〔 論 文 〕

ノンスクリーンフィルムの粒状性におよぼす管電圧の影響

丹羽 克味 ・ 広田 信哉 ・ 山本 晃司 ・ 大川 延也

奥羽大学歯学部 歯科放射線学講座 〒963 郡山市富田町字三角堂31-1

(1989年3月2日, 最終 1990年10月29日受理)

Influence of Tube Voltage on Nonscreen X-ray Film Graininess

Katsumi NIWA, Shinya HIROTA, Kouji YAMAMOTO, Nobuya OKAWA

Department of Dental Radiology, School of Dentistry, Ozu University

Tomita-cho 31-1 Misumido, Koriyama, 963

(Received March 2, 1989, in final form October 29, 1990)

The purpose of this study was to clarify the influence of the tube voltage on the graininess of nonscreen x-ray film. The tube voltage was set at 10 kV intervals from 40kV to 90kV. Total filtration used was 27mm as the aluminium equivalent. Ag-particle size was determined microscopically by measuring the length on the x-axis of the particle image incorporated in the memory one-dimensionally. In order to compare with the film graininess only, the particle size when x-ray film was exposed to visible ray from a fluorescent lamp was also determined. ULTRA speed film manufactured by Kodak Co. was used in this experiment.

Results obtained were as follows: Among 10^4 particle sizes thus determined, there were about 9 particles of $10\mu\text{m}$ in size from visible ray. On the other hand, approximately 30 particles were confirmed with 90kV, 27mm Al filtration. When these particles were observed microscopically, it was revealed that the greater part of Ag-particles were identical irrespective of the tube voltage. However, a large mass of Ag-particle was found to be formed when the tube voltage was high.

In the case of nonscreen x-ray film, the film was directly sensitized with x-ray. It was also estimated that the mass formation of Ag-particles may be attributable to the scattered ray (photoelectron) from first interacted Ag-particle.

1. はじめに

口内法X線撮影に使用されるノンスクリーンフィルムは、スクリーンタイプのフィルムと異なり、X線で直接感光する。現在この撮影法に用いられている管電圧は60~90 kVにわたり、古くより最適管電圧に対する議論が行われている。^{1~4)}我々も管電圧と画質との関係を求める目的から、管電圧が、フィルムの粒状性におよぼす影響について検討したので報告する。

2. 実験方法

2.1 照射条件

X線発生装置は島津製作所製大型撮影装置 I D-150 Cを使用し、管電圧は40~90 kVまで10 kV 間隔で6種の条件を設定した。また2次電圧をトーレック社製管電圧管電流計 Model KMM-215 Dで直接測定し確認した。管電流は20 mAとした。フィルターは管球固有が2 mmアルミニウムで、これに25 mmのアルミを附加して総計27 mmとして使用した。フィルムはコダック社製ウルトラスピードフィルム DF-57を使用し、FFD 50 cmでフィルム面に垂直にX線を照射し、一様濃度0.3になるようにした。

2.2 現像処理

現像液にはフジフィルム社製RD-1を、定着液には同社製ハイレンフィックスを使用した。現像器にはDOSAKA社製電子バット Model TB-3-75を使用し、現像温度20℃、現像時間5分で攪拌現像を行った。定着、水洗、乾燥は通法通

りとした。

2.3 銀粒子サイズの測定

現像されたフィルムの片面の乳剤層を除去したものを試料とし、この試料を100倍拡大の顕微鏡を通してテレビカメラからメモリーに格納した。

粒子サイズの測定方法は、顕微鏡の一視野内の銀粒子が Fig. 1 に示す形態をしていたとすると、銀粒子を最初に横切る画素列のX座標が(x_i, x_j)であったとする。その位置と大きさを Segment (Seg.) 1 として記録する。順次 Seg. 2, Seg. 3 とし、次に Seg. 1 と Seg. 3 とで同じ、X座標を有するか否かを判定する。Fig. 1 では共有するので、Seg. 3 を捨てて Seg. 1 とし、X座標を(x_m, x_n)と修正する。すなわち一個の銀粒子のX軸上への正射影の大きさを、銀粒子サイズとするものである。

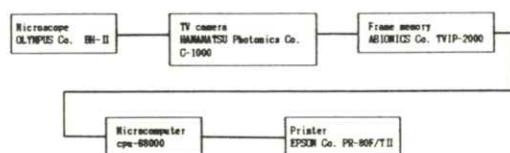


Fig. 1 Block diagram of experimental equipment for measurement of Ag-particle size.

銀粒子の分布は等方的であることから二次元分布を一次元で測定しても、粒子サイズの分布傾向は把握できるものと考えた。Fig. 2に粒子サイズ測定に使用した実験装置のブロックダイアグラムを示す。フレームメモリーにはTVIP-2000 (512×512×8 bit)を使用し、コンピュータはマイクロボード社製マイクロコンピュータブ

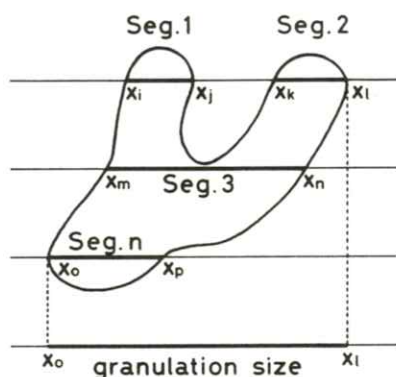


Fig. 2 Algorithm of Ag-particle size measurement.

ロセッサ-32 (cpu 68000) を用いた。

3. 結 果

Fig. 3 に各管電圧で撮影された顕微鏡写真の銀粒子像を示す。**Fig. 4** には 90 kV で一様露光されたフィルムについて銀粒子サイズを測定した粒子サイズ分布曲線を示す。

Fig. 5 には各管電圧で撮影されたフィルムの銀粒子サイズ分布曲線を示す。この結果からノンスクリーンフィルムは可視光線（蛍光灯）で感光させた場合が最も細かな銀粒子分布から成り、管電圧が高くなると大きなサイズの粒子の出現が多くなることがわかった。フィルムの前面乳剤と後面乳剤では同一傾向であった。このことより歯科で行われているような口内法 X 線写真に用いられるノンスクリーンフィルムの粒状性は、管電圧が関与し、管電圧が上昇すると粒状性が劣化することがわかった。

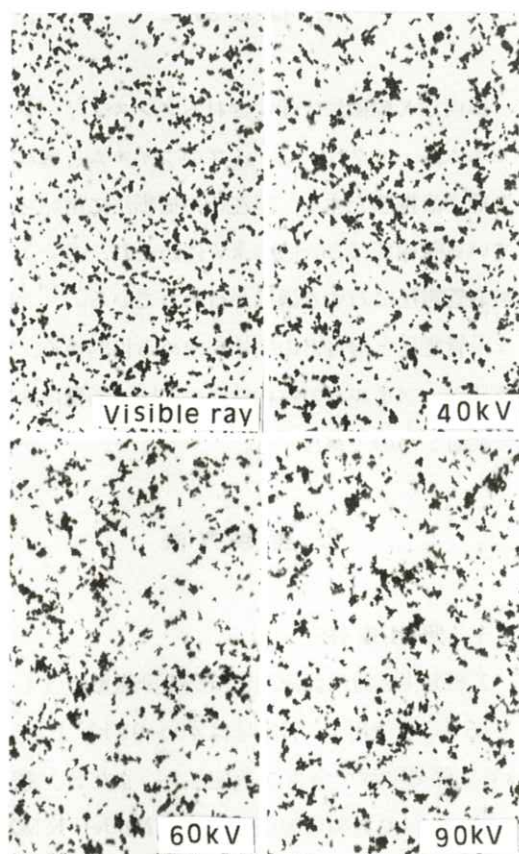


Fig. 3 Microphotographs of Ag-particles by various tube voltages.

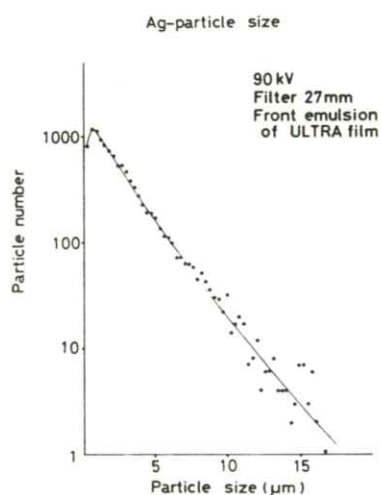


Fig. 4 Ag-particle size distribution by tube voltage of 90kV.

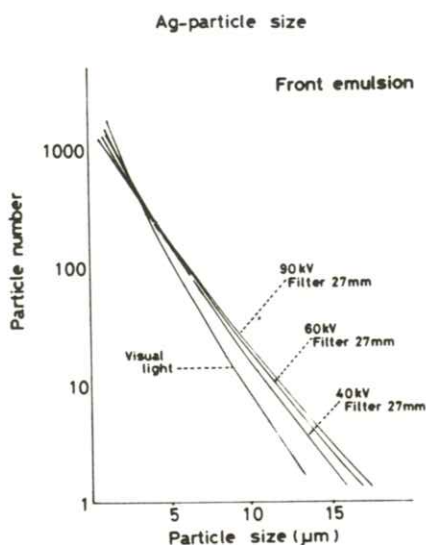


Fig. 5 Ag-particle size distribution by various tube voltages.

4. 考 察

ノンスクリーンフィルムの潜像形成は、X線光子が直接臭化銀結晶と相互作用し、ここにエネルギー授受の結果であることは周知の事である。

管電圧が上昇すると大きな粒子塊が形成される現象は、X線と物質との相互作用から、ある程度推測することができる。入射光子が結晶内で光電効果を起こし、光電子が入射光子方向に対して、 θ 方向の単位立体角に放出される確率⁵⁾は次式で表される。

$$\frac{dN}{d\Omega} = \frac{\sin^2 \theta}{1 - \beta^2 (\cos \theta)^2} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで $\beta = v/c$ 、 v は光電子の速度、 c は光速である。次に放出された光電子の持つエネルギーは次式で表される。

$$E = h\nu - E_k \quad \dots\dots\dots (2)$$

$h\nu$ は光子エネルギー、 E_k はK軌道電子の結合エネルギーである。本実験で使用した管電圧と濾過から発生するX線の実効エネルギーは32～50 keVであった。銀のK軌道電子の臨界吸収エネルギーは、ほぼ26 keVであり、(2)式から光電子のエネルギーは数keV～20数keVとなる。このエネルギーを持った光電子においては、(1)式の β はほぼ0として捉えるとすると、(1)式は θ が90°で最大を示す。すなわちフィルム面に垂直に入射した光子が、そこで光電効果を起こせば、放出される光電子は入射光子の方向とは直角にフィルム乳剤層の中を、乳剤層と平行に飛ぶことになる。

そこでこの光電子は近傍の臭化銀結晶と確実に衝突し、これに潜像形成を行うことになる。そして現像において、潜像形成された結晶からフィラメント銀が積出し、これらが絡まり合って大きな集塊銀粒子に発展するものと考えられる。さらに管電圧が高い場合には、光電子の持つエネルギーも大きく、乳剤中の飛程も大きくなり、より大きな集塊が形成されるものと考えられる。これらの事は Fig. 3 に示す顕微鏡写真から、その集塊は円形ではなく、連鎖状に連なって大きくなっている事からも推測される。またこれらの一様濃度フィルムは肉眼でも粒状構造の違いを識別することができた。以上をふまえてノンスクリーンフィルムの粒状構造の成因に関しては2つの成分から成り立つと考えられる。その1つは、Rossmann⁶⁾の提唱する本来の粒状性であり、他の1つは散乱線による粒状構造である。これらが合わさってノンスクリーンフィルムの粒状構造が形成されると考えられる。

5. 結 論

ノンスクリーンフィルムの粒状構造形成には、Rossmann の提唱する粒状性以外に散乱線による影響が存在することがわかった。この散乱線には光子と物質との相互作用の結果発生する2次電子が関与していることが示唆された。管電圧と粒状性との関係は、管電圧が高いほど粒状性は悪くなることがわかった。

6. 参 考 文 献

- 1) 村井竹雄：歯科放射線 **2** 13-18 (1961)
- 2) Sonnabend: Dtsch. Zahnarztl. Z. **17** 986-994 (1962)
- 3) Ter-Pogossian. 宮川正監訳：放射線診断の物理 166-171 (朝倉, 1970)
- 4) 小西圭介：放射線像研究 **12** 150-155 (1982)
- 5) 岡島俊三：医学放射線物理学 89-92 (南山堂, 1980)
- 6) Rossmann: Am. J. Roentgenol. **90** 863-869 (1963)

[論 文]

医用多値画像の圧縮

樋口 清 伯

京都工芸繊維大学電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1990年9月29日, 最終1990年11月15日受理)

Compression Scheme for Medical Multi-valued images

Seihaku HIGUCHI

Department of Electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received September 27, 1990, in final form November 15, 1990)

An arithmetic coding is well known as a powerful and an interesting data compression techniques from information theoretic viewpoints. For the practical use, some fundamental problems such as an error propagation and an application to multi-valued images instead of mono-chromatic images have been remained unsolved. In order to apply this technique for the multi-valued images, a simplified and a feasible processing method have to be developed.

In this paper, in order to adopt the specified statistical properties of the images, Markov source model was formulated to express the correlation value between the digits in binary expression of brightness. That is, statistical properties of lower order digits in the binary expression are modified with dependent on both the brightness of higher order digits and the brightness of neighboring pixels. Simulation studies were carried out for SIDBA images and X-ray image to show the effectiveness of our approach.

1. ま え が き

X線による医用画像といえばフィルムが広く用いられている。現に製造技術の進歩、新しい材料の開発とあいまって高品質の画像を経年変化も少なく保存することが可能となっている。一方最近になって、X線フィルムを介さずに直接デジタル量として光ディスクに像を取込む方式も実用に供されるようになった¹⁾。もちろんX線フィルムを走査してAD変換を行うことでデジタル画像を得ることもできる。現状では画像の保存はフィルムの保存という方法が圧倒的であるが、デジタル方式も利用拡大の傾向にあるといえる。今後は医学の進歩、高度な検査技術の開発および実用化を背景に医用画像のデータ量は増大することはあっても減少することは考えられない。これら多量の情報を効率よく維持管理していくには計算機の利用を避けることはできない。画像の検索、画像データの圧縮等のもとより病状の経過管理に至るまで含めた医用システムの構築が現実の問題となってきた。

本論文はこれらの問題の中の画像のデータ圧縮について述べたものである。医用画像は画素当り8～10ビットの精度が必要とされ、1枚当りの画素数は1000×1000個にも及ぶ。これらのデータを圧縮する際に歪を許し、復元したとき元のデータに戻らなくともよい方式を用いると大幅に圧縮できるが²⁾、次のような問題が生じる。

(1) 歪がどの部分に生じるかは予め知ることができないので、診断に必要な箇所に歪が生じると他の部分がどれ程正確でも全く意味のない画像にな

る。

(2) 医用画像では重要な情報は8～10ビットのうち低位のビットが担っている。したがって低ビット側を重視する評価関数で数理的に取扱い易いものがあれば好都合であるが、それを求めることは極めて難しい。

以上の観点から元の画像が復元される可逆圧縮で、低位ビットを上位ビットから予測する画像モデルを構成しシミュレーションを行った結果、圧縮率の改善をみる事ができた。以下に符号化の原理、各モデルに応じた圧縮率を求め、それらの比較検討を行う。

2. 算術符号の要点

本論文では与えられた画像データに算術符号化法を適用し符号語を得ているため、その要点を述べる。特に区間分割にはJones^{3,4)}の方法に依っているため、それを考慮した手順を示す^{5,6)}。簡単のため情報源シンボルは二値{0, 1}で、符号語も二値{0, 1}であるとする。各シンボルの生起確率を $P(0)=p_1$, $P(1)=p_2$ と記し、次の累積頻度を計算する。ただし $p_0=0$ とおく。

$$F_i = \frac{1}{2} + u \sum_{1 \leq j \leq i} p_j \quad 0 \leq i \leq 2 \quad (1)$$

ここで記号 $\lfloor x \rfloor$ は x の小数点以下の切捨てを表わす。 u は任意の正整数でシンボルの生起確率の精度(有効桁数)を与えるもので、二値の場合は $u=2^h$ の形で与えると都合がよく、その際 2^{-h} 程度の精度を保障する。頻度分布は復号化の際に必要なので圧縮されたデータと共に保存すべきも

ので、その桁数は圧縮率に大きな影響をもつ。シンボル $\{0, 1\}$ からなる情報源の系列を α と表わし、この系列に依存して定まる変数 H, W, L を導入し、符号化の手順を定式化する。まず空系列を λ と表わし、後に定める復号条件によって制限される値をもつ定数を t とする。このとき系列 α の符号化を終え、次のシンボル s (0 あるいは 1) が符号化される過程は次の通りである。

ステップ I 初期値の設定

$$\begin{aligned} H(\lambda) &= 0 \\ W(\lambda) &= 2^t \\ L(\lambda) &= 0 \quad \text{とおく。} \end{aligned} \quad (2)$$

ステップ II 系列 α にシンボル s が続く系列を αs と記すと、

$$H(\alpha s) = (H(\alpha) + \lfloor W(\alpha) F_s / u + \frac{1}{2} \rfloor) \cdot 2^d \quad (3)$$

$$W(\alpha s) = (\lfloor H(\alpha) F_{s+1} / u + \frac{1}{2} \rfloor - \lfloor H(\alpha) F_s / u + \frac{1}{2} \rfloor) \cdot 2^d \quad (4)$$

$$L(\alpha s) = L(\alpha) + d \quad (5)$$

上式中の d は

$$2^t \leq W(\alpha s) < 2^{t+1} \quad (6)$$

を満たすいわゆる正規化定数である。ステップ II を $\alpha = \lambda$ として順次シンボル s を与えて式(3), (4), (5), (6)を順に繰返し計算することにより得られる $H(\cdot)$ が符号語である。一方復号は最初に符号化したシンボル s を符号語から次のように取出す。符号語を C^1 , 符号長を L^1 とする。

ステップ I 初期値の設定

$$H(s\alpha) = C^1$$

$$W(s\alpha) = 2^t \quad \text{とおく。}$$

ステップ II

$$H(s\alpha) 2^{-L^{i^1+1} - \lfloor W^1(s\alpha) F_i / u + \frac{1}{2} \rfloor} \geq 0 \quad (7)$$

を満たす最大の i をみつけ i^1 とおく。

$$H^1(\alpha) = H(s\alpha) - \lfloor W(s\alpha) F_{i^1} / u + \frac{1}{2} \rfloor \quad (8)$$

$$\begin{aligned} W^1(\alpha) &= \lfloor W(s\alpha) F_{i^1+1} / u + \frac{1}{2} \rfloor \\ &\quad - \lfloor W(s\alpha) F_{i^1} / u + \frac{1}{2} \rfloor \end{aligned} \quad (9)$$

とおいて

$$2^t \leq W(\alpha) 2^k < 2^{t+1} \quad (10)$$

となる k をみつけ

$$\begin{aligned} H(\alpha) &= H^1(\alpha) 2^k \\ W(\alpha) &= W^1(\alpha) 2^k \end{aligned} \quad (11)$$

とおく。式(7)をみたす最大の i^1 が求まると、 $i^1 - 1$ が復号シンボルになる。以下残った符号語からその先頭のシンボルを順次取出される。この符号、復号化が正しく行われるためには未定であった t は

$$(F_i - F_{i-1}) 2^t \geq u \quad 1 \leq i \leq 2$$

を満足するように選ぶ。以上述べた手法は原理的なもので桁上がり伝搬等に対する対策を施す必要があるが文献(7)に述べたので省略する。上述した符号化法はその説明の過程でも触れた様に符号化された順に復号されている。通常これは先入れ先出し (first in first out : fifo) 法とよばれ適応符号化が可能であることを示している。つまりいまあるシンボルを符号化しようとするときの状態とそのシンボルが復号されようとするときの状態

が全く同じになっている。そのシンボルまでのシンボル列はどちらの状態でも既知である。これについては次章で述べる。

3. 多値画像のモデル化

画素の相互依存性を利用して圧縮しようとするとき、各画素が8～10ビットで濃淡表現されていると、そのレベル数は256～1024に達する。これらの画素間で定義される条件付確率は条件数が極めて多くなり、そのままマルコフ情報源とすることは实际的でない。そこで各画素は交番二進表現されているとしてビットプレーンの考え方を導入してみる。1枚の画像が8ビットの画素から成っているとして、その最下位のビットのみからなる面、そのすぐ上位からなる面というように合計8枚の画素値が0あるいは1の画面に分解し、それぞれをビットプレーンとよぶ。画素が8ビットであるとし、低位のビットから順に第1ビット、第2ビットとよび、第1ビットのみからなる面を第1プレーン、以下順に第2、第3プレーンと呼ぶことにする。このようにして得られたプレーンは2値画像であるから各プレーン毎に処理すれば、必要とする処理時間は極めて少なくてよい。しかしながら隣接画素間の相関情報が失われ、十分な圧縮は期待できない。いまある画素の低位3ビット b_1, b_2, b_3 が与えられたとして、 b_4 が1か0かは全く独立であり、低位ビットを使用する意味はないが、隣接画素の全ビットが参照できるときは状況が異ってくる。この相関関係を画像データGirlについて調べたものがTable 1である。

Table 1 Entropy conditioned on three different regions for each bit plane

plane	n and n-1 plane	n and n+1 plane	n plane
8	0.035	0.134	0.134
7	0.074	0.388	0.198
6	0.192	0.331	0.336
5	0.438	0.544	0.631
4	0.739	0.623	0.823
3	0.960	0.807	0.966
2	0.999	0.880	0.998
1	0.997	0.739	0.997

ビットプレーンの注目するビットの条件付確率を3通りに計算して得たエントロピーを示している。 n プレーン上の点の条件付確率の計算に n プレーン上の点ばかりで計算した場合、 n プレーン以外に $(n-1)$ プレーン上の点も利用した場合および $(n+1)$ プレーン上の点も利用した三つの場合をまとめた。この表によれば従来用いてきた n プレーンのみと比べて上位ビット(6, 7, 8プレーン)では、 $n, (n-1)$ プレーンつまり下位プレーンを利用したマルコフモデルが有利であり、下位ビット(1, 2, 3プレーン)では $n, (n+1)$ プレーンを用いた方が高圧縮が可能である。この傾向は他のSIDBAの画像についても数値は異なるが成り立っている。この特徴を利用した情報源モデルを作成する。

Fig. 1は3枚のビットプレーンを表わし四角で囲った位置の値(0あるいは1)に注目している。各格子点には説明1～8までの数字が付してある。例えば点8, 1, 5はある画素の第 $(n-1), n, (n+1)$ ビットを表わしている。条件付確率の計算は注目するビット位置により上位ビットプレーン

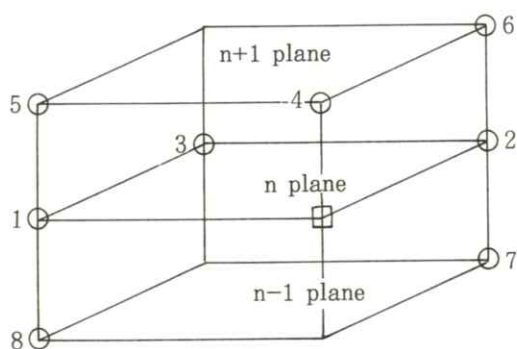


Fig. 1 Lattice configurations for conditional probability

ンの点を利用した方が有利であるか、下位プレーンが有利であるかの違いがあった。そこで上下両面を用いたモデルを考察の対象とした。**Fig. 1**の注目点に対し、点1～8の値に条件づけられたマルコフモデルを考える。このモデルでの符号化は画素としては左から右へそして上から下へ、ビットとしては上位から下位へ進行していく。もちろん点4を四角で囲んだ点に対して下の($n-1$)プレーンに取ればビットとしては下位から上位へ進行する。なお比較のため3近傍(点1, 2, 3)を使用する場合、これはこれまでビットプレーン法で使用されていた。さらに6近傍(点1, 2, 3, 4, 5, 6)の情報を利用したモデルも導入して検討した。

4. シミュレーションとその検討

シミュレーションには画像データベースSIDBAの画像 女性 (Girl), 月の表面 (Moon surface) ひび (Mandrill) と股関節のX線画像を用いた。SIDBAの写真はよく知られているのでX線画像 (X-ray image) のみ **Fig. 2** に示す。股関節

の写真の中央部の黒くなっている部分はX線の被爆を避けるよう保護したため生じている。ここで述べる符号化法では画像の第1列目の左の画素、第1行目の上の画素が必要である。この部分 **Fig. 3** に示すように0ではじめ復号される度にそれを

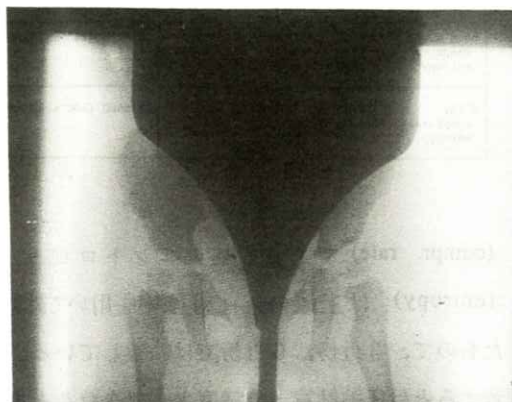


Fig. 2 X-ray image of arthritis

	0	b_{11}	b_{12}	b_{13}	b_{14}
0	b_{11}	b_{12}	b_{13}	b_{14}	...
b_{11}	b_{21}	b_{22}	b_{23}	b_{24}	...
b_{21}	b_{31}	b_{32}	b_{33}	b_{34}	...

Fig. 3 Setting of boundary value

図のように用いていく。以上の設定のもとにシミュレーションを実行し、その結果をまとめて **Table 2** に示す。この表のまとめ方をひび (Mandrill) について説明する。この画像の総ビット数は最右欄の524288ビットであり中欄の最初は同一プレーン上の3近傍で条件づけられた確率をもって圧縮したときのビット数447765である。この値を全ビット数で除したものは圧縮率

Table 2 Total results of compression experiments

image	Code Length (bit)			Orig. image (bit)
	3 neighbors	6 neighbors	8 neighbors	
Mandrill compr. rate entropy	447765 0.8540 0.8540	437311 0.8341 0.8341	431740 0.8235 0.8235	524288 (256 X 256 x 8)
Girl compr. rate entropy	330959 0.6312 0.6312	324321 0.6186 0.6186	317221 0.6051 0.6051	524288 (256 x 256 x 8)
Moon surf. compr. rate entropy	350728 0.6690 0.6690	344729 0.6675 0.6675	339285 0.6471 0.6468	524288 (256 x 256 x 8)
X-ray compr. rate entropy	754635 0.4606 0.4606	720680 0.4399 0.4399	692360 0.4226 0.4224	1638400 (400 x 512 x 8)

(compr. rate) である。またエントロピー (entropy) は上述の条件付確率を用いて計算したもので、3 近傍、6 近傍では一致している。一致するとは圧縮計算十分精度よくできたことを意味し、もう少し短精度の演算でもよいと思われる。なお、2.での数値としては $u = 10000$ 、 $t = 14$ である。また 8 近傍ではこの両者に僅かに差がある例があるが、これは 8 近傍とするとマルコフ情報源とみたときその条件数が $2^8 = 256$ 通り存在することになり、その中のいくつかの条件の場合が殆んど発生していないことに起因する。月の表面は 6 から 8 近傍になって圧縮率が他の例よりも良くなっているがほぼ 8 近傍まで考えれば十分かと思われる。X 線画像が 6 割近くデータ削減ができるのは Fig. 2 の通り一定値 (黒レベル) の領域が大きく存在することによる。このことは画像を適当な領域に分割し同質部分を順次符号化することを示唆している。しかし何に注目して分割するかは対象にも依存していて一般論を展開することは困難でも大枠の指針は今後も追求されなければならない。

5. む す び

医用画像データのもつ複雑さは Girl 等では第 1 プレーンが無くとも十分な情報をもつが、X 線写真の方はこのビットプレーンが抜けると殆んど情報が失われるといえる。このため大幅な圧縮は困難であるが適応圧縮法の利点を生かし、その条件部分の適用範囲を可能な限り広げ、隣接点の特徴をできるだけ反映するようモデル化し一歩進んだ結果を得た。しかし条件付確率の条件数を多くしても今回行った 256 程度ではほぼ限界と考えられ、最下位ビットには特殊な取扱いが必要でその手法の開発が望まれる。最後に画像データベース SIDBA は東大生研、X 線写真は京大附属病院のそれぞれの御厚意によるものでお礼申し上げる。

文 献

- 1) 三原一博, 船橋正夫, 安部勝人他: 医画情誌 5 93 (1988)
- 2) 安田靖彦, 加藤茂夫: 電子情通信誌 71 169 (1988)
- 3) R. Pasco: Ph. D Thesis, Stanford Univ. CA (1976)
- 4) C. B. Jones: IEEE Trans. IT-27 280 (1981)
- 5) 森田啓義, 北田 茂, 有木 卓: 情報理論とその応用研究会資料 111 (1982),
- 6) 島田道雄, 中村勝洋: 情報理論とその応用研究会資料 237 (1986)
- 7) 樋口清伯, 平井啓之: 医画情誌 6 57 (1989)

I 第98回研究会記事

第98回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成2年9月29日(土) 14:00~17:30

9月30日(日) 9:00~12:00

場 所 岩手医科大学教養部 つなぎ温泉 ホテル大観

出 席 者 約30名

プログラム

9月29日(土)

特別講演 14:00~15:30 (岩手医科大学教養部)

1. 喫煙と ^{123}I -IMP肺内動態の関連

岩手医大放科 柳澤 融 教授

2. 特殊X線装置の開発と展望

岩手医大物理 佐藤 英一 講師, 磯部 寛 教授

見 学 1. 15:30~16:00 岩手医大高電圧パルス室

2. 16:30~17:30 日本アイソトープ協会滝沢研究所

9月30日(日) (つなぎ温泉 ホテル大観)

研究発表 9:00~12:00

1) ゾンマフェルトの式を用いた制動X線スペクトルの計算

京都工芸繊維大 中森 伸行, 山田 正良, 金森 仁志

2) 繰返マイクロ秒X線装置

岩手医大物理 佐藤 英一, 木村 真吾, 磯部 寛
斉藤 弘美, 佐々木勝秋, 秋津 武志,
玉川 芳春, 柳澤 融

岩手医大RI 及川 昭弘

東北大放射線部 有馬 宏寧

東北大医短 清野 浩

3) キロヘルツ域パルスX線装置

岩手医大物理 佐藤 英一, 志子田有光, 磯部 寛

岩手医大放科 玉川 芳春, 柳澤 融

- 4) Birch-Marshall の式で計算した被爆線量と画質の管電圧脈動率依存性
 大阪府立工業高専 松本 政雄
 京都工芸繊維大 林 英樹, 金森 仁志
- 5) シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察
 浜松大学 小島 克之, 内田 勝
 岐阜医療短大 蔡 篤儀
 岐阜大工 田中嘉津夫
- 6) デジタル胸部写真における間質性肺疾患のコンピュータ支援診断
 岩手医大放科 桂川 茂彦, 佐々木康夫, 阿部 克巳,
 柳澤 融
- 7) 可逆方式による多値画像データの圧縮
 京都工芸繊維大 樋口 清伯
- 8) MRI における鉄系造影剤の可能性について
 金沢大医療短大 八木 一夫

II 理 事 会 議 事 録

日 時 平成2年9月30日(日) 12:00~13:00

場 所 盛岡市 ホテル大観

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 磯部, 松井, 樋口, 田中(代理), 金森

議 題

1. 第99回研究会(平成3年2月9日電気通信大)のあとで, 佐々木, 竹中, 磯部理事の定年退官記念パーティーを行うことにして, 詳細を長谷川理事に一任した。
2. 第100回研究会を平成3年6月8日(土)に京都工芸繊維大学で開催することに決定した。内田会長が100回記念講演を行うことに決定した。
3. 第101回研究会を平成3年10月に, 広島で開催することにして, 詳細を和田理事に一任することにした。
4. 会誌8巻1号で内田論文賞の公募を行うことにした。
5. 著作権について, 日本工学会から文書が来ているので, それについて検討し, 対策案の作成を中森庶務委員に依頼し, 次回の理事会で再検討することにした。

————— 新 入 会 員 —————

☆正 会 員

No	氏 名	勤務先および所在地	電 話
3 9 6	桂川 茂彦	岩手医科大学放射線医学講座 〒020 盛岡市内丸19-1	0196-51-5111
3 9 7	奥村 泰彦	明海大学歯学部歯科放射線学講座 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1	0492-85-5511
3 9 8	林 保臣	八戸工業高等専門学校電気工学科 〒031 八戸市田面木字上野平16-1	0198-27-2515
3 9 9	越野 長明	株富士通研究所光ディスク研究部 〒243-01 厚木市森の里若宮10-1	0462-48-3111
4 0 0	本田 貢	岡山大学医学部付属病院中央放射線部 〒700 岡山市鹿田町2-5-1	0862-23-7151
4 0 1	鎌形 望	千葉大学医学部附属診療放射線技師学校 〒280 千葉市亥鼻1-8-1	0472-22-7171

————— 会 員 移 動 —————

No	氏 名	変更項目	電 話
3 3 6	西村 久美	改姓と住所 〒259-11 神奈川県伊勢原市石田861-17-307	
2 6 4	福岡 孝義	勤務先 富士写真フィルム株産業材料部 〒106 港区西麻布2-26-30	03-406-2281
1 4 8	島田 栄一	勤務先 国立療養所彦岐病院	09204-7-1135

—賛助会員名簿—

平成2年12月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会，事業に対してお賛助に厚く感謝し，その会員名簿を掲載させていただきます。（五十音順）

エックスライド鳥栖研究所	㈱ 東 芝
化成オプトニクス ㈱	東洋メディック ㈱
コダックメディカル ㈱	東和放射線防護設備 ㈱
コ ニ カ ㈱	トムソンジャパン ㈱
三 洋 電 機 ㈱	㈱ ナ ッ ク
シーメンス旭メディテック ㈱	日 本 電 気 ㈱
㈱ 島 津 製 作 所	浜松ホトニクス ㈱
シ ャ ー プ ㈱	㈱ 日 立 メ デ ィ コ
セイコー・イージーアンドジー ㈱	富士写真フィルム ㈱
築 地 ソ フ ト ㈱	松下電器産業 ㈱
中 央 精 機 ㈱	横河メディカルシステム ㈱
デュボンジャパンリミテッド	

（計23社）

役 員

会 長	内田 勝（常葉学園浜松大）
顧 問	立入 弘
総務理事	金森仁志（京都工繊大）
常務理事	〔企画担当〕竹中栄一（防衛大），長谷川 伸（電気通信大）， 速水 昭宗（大阪大） 〔庶務担当〕田中俊夫（京都工繊大），〔財務担当〕樋口清伯（京都工繊大）
理 事	〔大学関係〕磯部 寛（岩手医大），稲本一夫（大阪大），佐々木常雄（元名古屋大）， 滝沢正臣（信州大），山崎 武（元滋賀医大） 山下一也（大阪大）， 和田卓郎（広島大） 〔会社関係〕杉本 博（東芝），高野正雄（富士フィルム），中西 猛（島津）， 松井美楯（コニカ），三浦典夫（化成オプトニクス）， 矢仲重信（日立）
監 事	小島克之（常葉学園浜松大），津田元久（東京工芸大）

編 集 後 記

今年の夏の暑かった分だけ暖冬になっているようで喜んでいます。前回は、磯部先生、佐藤先生、志子田先生をはじめ岩手医大の先生方のおかげで、盛岡で、楽しく有意義に研究会を行なうことができました。有難うございました。今回は、長年にわたって本会の運営に都尽力頂いた3先生の御退官記念パーティーを開きますので、研究会、パーティー両方とも、多くの先生方の御参加を期待しています（K）

編 集 委 員

金 森 仁 志（京都工繊大）
佐々木 常 雄（元名古屋大）
竹 中 栄 一（防衛医大）
長谷川 伸（電気通信大）
山 田 正 良（京都工繊大）

医用画像情報学会雑誌

1991年1月5日発行

編集兼発行者 金 森 仁 志
発 行 所 医用画像情報学会
〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内
電話 075 (791) 3211 （内線 585）
ファックス 075-711-9483 （京都工繊大）
振替 京都1-32350
印 刷 所 （株）北斗プリント社
〒606 京都市左京区下鴨高木町38-2
電話 075 (791) 6125（代）

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。
なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバック
ナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学 識または経験を有する者	3,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年
会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話 (075) 791-3211 (内584, 中森)

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴（姓，名の順に）

印

3) 生年月日：19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴（年度ではなく卒業した年，月を記入してください。）

学校 科 年 月（卒，在，中退）

大学 学部 学科 年 月（卒，在，中退）

（修士） 大学 学研究科 学専攻 年 月（修，在，中退）

（博士） 大学 学研究科 学専攻 年 月（修，在，中退）

6) 学 位

7) 免状，資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称
（所属部課まで）

所在地〒

TEL
FAX

10) 自宅住所〒

TEL
FAX

11) 通信先 勤務先 自 宅

（注：連絡の都合上，なるべく勤務先を通信先として下さい。）

「創薬基礎科学研究の推進について(勧告)」を採択

平成2年11月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る10月17日から19日まで、第110回総会を開催しました。今回の日本学術会議だよりでは、その総会で採択された勧告等を中心に、同総会の議事内容等についてお知らせします。

日本学術会議第110回総会報告

日本学術会議第110回総会(第14期・第6回)は、平成2年10月17～19日の3日間開催された。

1 総会第1日目の冒頭に、先に逝去された、時永淑会員(第3部)及び大谷茂盛会員(第5部)を追悼して黙禱を捧げた。続いて、会長からの経過報告、各部・委員会報告の後、内規改正、勧告、対外報告の3案件の提案説明が行われた。これらの案件については、同日の午後の各部会での審議を経た上で、第2日目の午前中に審議・採択された。

2 今回総会で採択された事項は次のとおりである。

(1) 日本学術会議の運営の細則に関する内規の一部改正

本件は、①来年春の第14期最後の総会が5月(通常は4月)開催になったことに伴い、「副会長世話担当研究連絡委員会の運営に関する総会決定」の適用期間を、1か月間延長するとともに、②第14期限りの措置として、地球圏-生物圏国際協同研究計画(IGBP)のフォローアップ組織として、地理学研究連絡委員会に「IGBP専門委員会」を設置するために、関係各部等の研究連絡委員会委員定数について必要な処理を行ったものである。

(2) 創薬基礎科学研究の推進について(勧告)

本件は、薬科学系の3研究連絡委員会と薬理学研究連絡委員会が従来からの検討結果を勧告案として取りまとめ、第7部提案として、今回総会に付議したものである(この勧告の詳細は、別掲参照)。この勧告は、同日午後直ちに内閣総理大臣に提出され、関係省庁に送付された。

(3) 第6常置委員会報告-外国人研究者・大学院留学生受入れに関する問題点と改善の方策について

本件は、第6常置委員会が、今期的重要課題の一つとして審議を重ねてきた結果を「対外報告」として取りまとめたものを、外部に発表することについて承認したものである(この報告の詳細は、別掲参照)。

3 以上の諸報告及び提案審議のほかに、特に、近藤会長から、前回総会で討議された南アフリカ共和国科学者の我が国入国をめぐる諸問題については、その後、外務省と折衝した結果、ビザ発給手続きの合理化措置が講じられ、国際学術連合会議(ICSU)の理解が得られたとの報告があった。また、提案事項採決後行われた自由討議では、大学等高等教育関係予算拡充問題、遺伝子操作に関する法規制問題等について意見交換が行われた。

4 第2日目午後には、「特別委員会審議状況報告に基づく意見交換」が開催された(この意見交換の詳細は、別掲参照)。また、第3日目の午前中には各特別委員会が、午後には各常置委員会がそれぞれ開催された。

創薬基礎科学研究の推進について(勧告)

(勧告本文)

優れた医薬の創製すなわち創薬の研究は、空前の高齢化社会を目前にして、健やかな長寿を目指す健康社会実現のため、さらには国際的立場から地球上の全人類の福祉に貢献するため、我が国にとって大きな意味を持つものである。特に、多くの成人病、老年病、またエイズやいわゆる難病等についての的確な予防薬・治療薬の創製が待望されている。しかしながら、これらの疾患に対する優れた医薬の創製は世界的にみて、医薬創製のよりどころとなるべき基礎理論、研究技術の発展が十分でないため遅々として進んでいない。

とりわけ我が国は先進国の一角を占めているとはいえ、大学、企業、公的研究機関共に、ひとつの疾患の予防・治療に変革をもたらすほどの画期的医薬創製の実績に乏しく、国の内外から研究態勢の遅れが指摘されている。とはいえ、最近のバイオサイエンス分野の急速な展開と、我が国科学者のこの方面での活躍の実績をみるならば、学際的な創薬基礎科学研究の推進を図り、これによって人類の福祉向上に貢献することは、現下の我が国にとって緊要の課題である。

このため、早急に創薬基礎科学研究の推進組織を設け、これを核とした強力かつ広範な研究態勢の確立を図るべきである。これに当たっては、医薬の創製における倫理の尊重を基本理念とし、生体機構及び病態の解析研究とそれに基づいた独創的・画期的医薬の創製を指向する分子設計並びに薬効・安全性評価の基礎理論の樹立、さらに薬効・安全性の測定技術・ヒトの病態のシミュレーション技術等、各種の新技術の開発研究を特に重視すべきである。

この研究推進組織の設置には、関係省庁が関与すると共に、地方自治体、大学及び民間の参画を可能とし、また、関連科学各分野の学際的なネットワークを構築するなど多角的な協力と交流による研究の推進を図るため、格段の効果的措置を講じ得る形態とすべきである。

日本学術会議は、創薬基礎科学研究の推進を図るため、上記の趣旨に基づいて必要な施策を速やかに講ずるよう勧告する。

第6 常置委員会報告—外国人研究者・大学院留学生受入れに関する問題点と改善の方策について—(要旨)

(平成2年10月18日 第110回総会承認)

外国人研究者・大学院留学生の受入れを促進するうえで、言語、研究環境、外国人研究者の任用、大学院留学生の学位、外国人研究者・大学院留学生の選考が問題になる。

日本語能力は研究の対象とする学問分野や研究課題との関係が留意されねばならない。分野によっては、日本語能力は日常生活に必要なもので足り、研究のためには英語の能力が必須である。研究者の受入れに当たり、その研究に耐え得る日本語又は英語の能力を備えているかを十分に審査しておくことが、研究を実りあるものとするために必要である。

貧弱な研究設備のまま、また十分な研究費を持たないまま外国人研究者を受け入れる事は受け入れた外国人研究者を失望させるだけでなく、日本人研究者の研究を阻害する。また劣悪な居住環境や、事務局等の対応組織の不備も、外国人研究者の研究活動を妨げる。国は、研究環境を整備することに對して十分な予算措置を講ずべきである。

我が国の大学における外国人研究者の任用は、その道が開かれているとはいえ、まだ十分でない。外国人研究者の任用に関して広く情報を提供する機関の設置、あるいは大学等において外国人研究者を一定数受け入れる体制の確立が望まれる。

大学院留学生の博士学位の取得は、帰国後の処遇と関係して問題となっている。受入れ大学院において、博士学位の取得促進につき一層の改善努力が払われることが期待される。

外国人研究者の選考については、受入れ側が研究者の素質をよく理解し、公正な基準によって行うことが大切である。大学院留学生については、素質の多様化と学生数の急増に伴い多くの問題が生じており、その選考方法に對し抜本的改善が要望される。

解剖学研究連絡委員会報告—日本における解剖学の教育と研究(現状の考察と将来への展望)—(要旨)

(平成2年9月21日 第758回運営審議会承認)

自然科学の急速な発展に伴い、医学部・医科大学における教育・研究・診療のすべての分野に、大きな変化が生じた。すなわち研究手法の開発、研究機器の発達により、既存の学問領域の進歩に加えて、新たな学問分野が分化し、教育内容は多様化すると共に著しく増大した。さらに人口の増加と高齢化、経済の成長など種々の社会的要因の変化も複合されて、医学における教育と研究の重点と目標にも変化が生じた。それらは、これまで医学の基礎を形成してきた伝統的な講座に、とりわけ強い影響を与え、その在り方について検討し、改善をはかる必要性を生じさせた。

本報告は、このような状況を踏まえ、我が国における解剖学の教育と研究について、現状を考察し、今後の在り方に関する指針をまとめたものである。報告では、解剖学の定義と使命、医学教育と研究における解剖学、解剖学教室の構成、解剖学者の養成、医学部他教室及び社会との関係などの、現状と問題点について検討し、医学の変貌に對処すべき改善の方途を明らかにすると共に、将来に向けての展望が示唆された。

総会中の「特別委員会審議状況報告に基づく意見交換」

今回総会の第2日目の午後には、1時から4時間にわたって「特別委員会審議状況報告に基づく意見交換」が行われた。従来この時間帯には、その時々々の学術上の重要課題を取り上げて、会員による「自由討議」が行われてきた。今回は、これに代わり、第14期も2年余を経過し、余すところ9か月足らずとなったこの機会に、今期の当初に決定された第14期活動計画において、「緊急に調査審議を行って第14期中に適切な形で報告・提言を取りまとめるべき課題」ごとに設置された各特別委員会から、今までの審議状況を報告してもらい、それに基づいて会員間の意見交換を行って、各特別委員会の今後の審議の参考に供することにしたものである。

1 まず最初に、医療技術と社会に関する特別委員会の水越治委員長(第7部)から、同委員会における「脳死をめぐる問題」に関する審議の経過を取りまとめた「中間まとめ」について報告がなされた後、「日本人の国民性に根ざした死の概念との関わり」、「臓器移植を必要とする患者と臓器提供者の需給関係の問題」、「死の認定基準のあり方」、「前期の学術会議における脳死問題に関する審議状況との関係」等について意見交換が行われた。

2 次に、農業・農村問題特別委員会の水間豊委員長(第6部)から、同委員会が今後取りまとめることを予定している「農業・農村のもつ今日的意義と課題(仮題)」の概要について報告がなされた後、「他の先進諸国の農業との比較の必要性」、「国内外の政治との関わり」、「世界の食糧問題に対する日本農業の果たすべき役割」、「他産業を絡めた農業・農村の振興策」等について意見交換が行われた。

3 最後に、人間活動と地球環境に関する特別委員会の吉野正敏委員長(第4部)から、同委員会が現在取りまとめている「人間活動と地球環境に関する日本学術会議の見解(案)」について報告がなされた後、「地球環境教育の重要性」、「国際学術協力事業等国際的対応のあり方」、「医学・保健問題との関わり」、「地球環境保全と経済成長との関係」、「南北問題との関わり」等について意見交換が行われた。

第15期日本学術会議会員選出のための登録学術団体の概況

本会議では、現在第15期(平成3年7月22日～平成6年7月21日)会員(定員210人)選出のための手続きが進められているが、先般6月末日を締切期限として、学術研究団体からの登録申請が受け付けられた。その後日本学術会議会員推薦管理会が審査が行われ、結果は次のとおりであった。

学術研究団体の登録申請の審査結果
申請団体数……………952団体
登録団体数……………915団体

※日本学術会議会員推薦管理会が登録した915団体名は、日本学術会議月報平成2年12月号に掲載されるので、御参照願いたい。

御意見・お問い合わせ等がありましたら、下記までお寄せください。

〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(403)6291



安全と健康を願う心から X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区芝大門二丁目12番7号・秀和第2芝パークビル TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Konica

総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする コニカ医療用製品群

コニカ株式会社

本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

東京1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1千代田生命衛堂筋ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1名古屋広小路ビル

仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル

福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1住友海上福岡ビル

札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1ナショナルビル

広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6フジタビル

高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3大正海上高松ビル

SANYO

総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機)

超低温フリーザ

自動錠剤包装機

自動滅菌器

三洋電機株式会社

お問合せ： 三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL06-447-1171
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

シーメンス旭メディテック株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03)490-2181(代表)

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器
医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161	大阪 541-9501	福岡 27-0331	東京 (03) 292-5511
宇部 21-5486	札幌 231-8811	仙台 21623131	名古屋 563-8111
鹿児島 22-7087	秋田 33-7844	松山 43-3088	広島 43-4311
放射線事業部	京都市中央区西ノ京桑原町1	(075) 811-1111	高松 31-2726

SHARP

取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器
医療事務用エレクトロニクス関連機器

産業機器事業本部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**
応用機器事業部

PC-9801シリーズ対応

待望のソフト“MASCOT” いよいよ発売

- 臨床X線撮影条件の設定に
- MTF・WSなど臨床用・研究用計算に
- 学生・新人の教育に

病院・学校に是非1組はそなえて下さい

お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 TEL(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

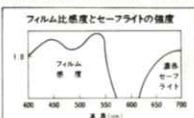
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



デュボンには、
CRTの主治医がいます。

鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュボンのメディカルコーティングフィルム、MRF 31とMRF 32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は従来の高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF 31とMRF 32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様にしています。ですから、CRTの画像コントラストを必ず調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュボンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、いどんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF 31及びMRF 32は、デュボン製品との併用により、優れた画質を得られます。
MD 自動現像機用現像液
XMF 自動現像機用定着液
●デュボンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュボン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部
〈東日本〉 〒107 東京都港区赤坂1丁目1番39号 第2興和ビル
〈西日本〉 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

お問い合わせ、資料請求はお電話で
Tel. (03) 585-5360

デュボン ジャパン



医療と健康に奉仕する東芝

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号
☎ 111 ☎ 03(815)7211(大代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ アイヤー管(第四世代管)
- 低照度カメラチューブ
- 送信管
- 大電力管
- TWT
- クラリストロン etc.

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル

トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

nac

ナック

映像システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル

電話 (03) 404-2321

C&C Computers and Communications

ネパックス

NEC



NEPACS



医用画像管理システム

NEPACS

日本電気株式会社

医療情報システム事業部

〒108 東京都港区芝五丁目7番1号 TEL (03) 454-1111(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



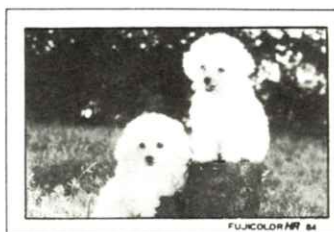
総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館

■ 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111(代表)

Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR



技術革新への限りない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06)908-1121(大代表)

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

YMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



横河メディカルシステム

本社／〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127 ☎(0425)85-5112(代表)

東北支社 (022)224-7011	北海道支店 (011)241-7613	京都支店 (075)231-3308
東部支社 (03)223-8511	北関東支店 (048)651-0301	関西支店 (06)831-7811
中部支社 (052)586-1665	東京支店 (03)223-8511	兵庫支店 (078)251-4881
西部支社 (06)831-7811	東東京支店 (03)5687-0681	中国支店 (082)230-1131
九州支社 (092)271-9800	南関東支店 (045)662-4078	四国支店 (0878)51-5875

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 その他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会が必要と認めたもの

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会が認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

